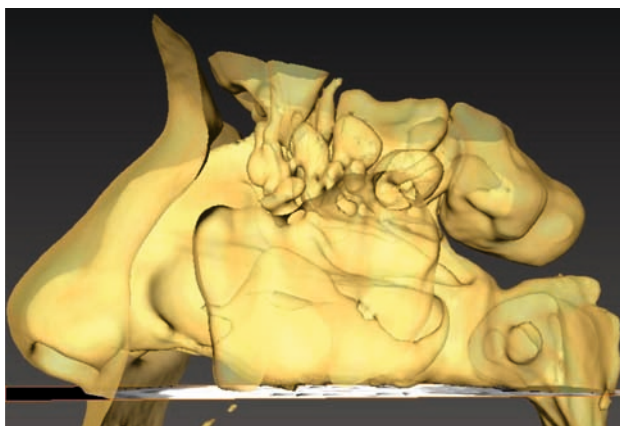


CT-Rhinometrie – Prospektive Studie zur Nasenatmung anhand CT-basierter Schnitte des Nasenhaupt- und Nasennebenhöhlensystems

Stefanie Babette Schmalenbeck



INAUGURAL-DISSERTATION zur Erlangung des Grades eines **Dr. med. vet.**
beim Fachbereich Veterinärmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2013

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1st Edition 2013

© 2013 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Aus dem Institut der Veterinärmedizin
Klinik für Kleintiere, Chirurgie
der Justus-Liebig-Universität Gießen
Frau Prof. Dr. med. vet. S. Wenisch

und

Aus der Klinik und Poliklinik für
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde / Chirurgie
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Herr Dr. med. K. Eichhorn

**CT-Rhinometrie – Prospektive Studie zur Nasenatmung
anhand CT-basierter Schnitte des Nasenhaupt- und
Nasennebenhöhlensystems**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors
Dr. med. vet
beim Fachbereichs Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

eingereicht von

Stefanie Babette Schmalenbeck

Tierärztin aus Schwelm

Gießen 2013

Mit der Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer

Gutachter: Prof. Dr. Sabine Wenisch
Dr. Klaus Eichhorn

Tag der Disputation: 27. März 2013

Meinen Eltern in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der ‚Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis‘ niedergelegt sind, eingehalten.

Stefanie Babette Schmalenbeck

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Computertomographie	2
1.2 Rhinomanometrie	3
1.3 CT-Rhinometrie	5
1.4 Fragestellung	5
2 Material und Methoden	7
2.1 Patienten	7
2.2 Untersuchungsablauf	8
2.3 Messverfahren	8
2.3.1 Computertomographie	8
2.3.2 Rhinomanometrie	9
2.3.3 CT-Rhinometrie	11
2.3.3.1 Spezielschnitte	15
2.3.3.2 Landmark-Schnitte	16
2.3.4 Statistische Auswertung	22
2.3.4.1 Multilineare Regression	23
3 Ergebnisse	27
3.1 Berechnung der Flächen und hydraulischen Durchmesser	27
3.1.1 Mittelwerte, Standardabweichung, Median der Flächen	27
3.1.1.1 Scatterplot der Flächen	28
3.1.2 Mittelwerte, Standardabweichung, Median der hydraulischen Durchmesser	31
3.2 Multilineare Regression	32
3.2.1 Multilineare Regression der Spezielschnitte	32
3.2.1.1 Multilineare Regression der Flächen der Spezielschnitte	32
3.2.1.2 Multilineare Regression der hydraulischen Durchmesser der Spezielschnitte	34
3.2.2 Multilineare Regression der LM-Schnitte	37
3.2.2.1 Multilineare Regression der Flächen der LM-Schnitte	37
3.2.2.1 Multilineare Regression der hydraulischen Durchmesser der LM-Schnitte	39

4 Diskussion	44
4.1 Vergleich der Flächen und hydraulischen Durchmesser mit bisherigen Literaturangaben	45
4.2 Vergleich der CT-Rhinometrie mit der Rhinomanometrie	47
4.2.1 Korrelation der Flächen mit den Ergebnissen der Rhinomanometrie	48
4.2.2 Korrelation der hydraulischen Durchmesser mit den Ergebnissen der Rhinomanometrie	50
4.2.3 Korrelation des vorderen Einströmbereichs mit der Rhinomanometrie	53
4.3 Strömungsdynamische Einflussfaktoren	55
4.3.1 Strömungsverlauf	55
4.3.2 Strömungsverhalten	57
4.4 Systematische Fehler	58
4.5 Modellschwäche	59
4.6 Fazit	60
5 Zusammenfassung	63
6 Summary	65
7 Literaturverzeichnis	67
8 Anhang	74
8.1 Indikationen	74
8.2 Diagnosen	77
8.3 Fragebogen	80

Abkürzungsverzeichnis

A	Querschnittsfläche (mm ²)
Ca	Cavum anterior
CFD	Computational Fluid Dynamics Techniques
Cp	Cavum posterior
CT	Computertomographie
d _h	hydraulischer Durchmesser (mm)
3D	dreidimensional
Δp	transnasaler Differenzdruck (Pa)
FESS	Functional Endoscopic Sinus Surgery
HNO	Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
η	dynamische Viskosität der strömenden Flüssigkeit (Pa · s)
IN	Isthmus nasi
l	Länge (mm)
LM	Landmark
MR	Muschelregion
NNH	Nasennebenhöhlen
OE	Ostium externum
OI	Ostium internum
p	Druck (Pa)
Q	Volumenfluss (ml/s)
r	Radius (mm ²)
R	Strömungswiderstand
R	Gaskonstante
ρ	Dichte der Luft (kg/m ³)
Re	Reynolds-Zahl
RMM	Rhinomanometrie
SCOANA	Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway
T	Temperatur (K)
U	Umfang (mm)
ν	kinematische Viskosität der Luft (m ² · s ⁻¹)
v	Strömungsgeschwindigkeit (m/s)

V	Volumenstrom (ml/s)
V%	prozentualer Flowanstieg
V.150	Volumenfluss bei 150 Pa
ζ	Druckverlustbeiwert

1 Einleitung

Die Nase ist der erste Abschnitt eines aus strömungstechnischer Sicht komplizierten hinter- und nebeneinander geschalteten Röhrensystems mit funktioneller Bedeutung (Bachmann, 2003; Dastidar *et al.*, 1999; Doruk *et al.*, 2007; Elad *et al.*, 1993; Ishikawa *et al.*, 2006; Kelly *et al.*, 2000; Nolte *et al.*, 1967; Numen *et al.*, 2004; Simmen *et al.*, 1999). So besteht die respiratorische Funktion des Nasenhöhlensystems neben der Erzeugung und Aufrechterhaltung des für die physiologischen Abläufe erforderlichen Strömungswiderstandes, in einer optimalen Konditionierung des inspiratorischen Atemvolumenstroms. Am Tier wird ihr zudem eine thermoregulierende Funktion zugeschrieben (Kelly *et al.*, 2000; Oechtering und Nöller, 2008; Scott, 1953).

Der komplexe Vorgang der Nasenatmung kann mit den heute zur Verfügung stehenden Methoden der rhinologischen Funktionsdiagnostik jedoch nicht ausreichend erfasst werden (Howard *et al.*, 2002; Mlynski und Löw, 1993; Müller-Wittig *et al.*, 2002; Schumacher, 2002; Weinhold und Mlynski, 2004; Zacek, 2000; Müller-Wittig *et al.*, 2002). Insbesondere am Tier sind die Möglichkeiten zur Bestimmung der respiratorischen Funktion des Nasenhöhlensystems – und deren Behinderung – durch die fehlende Toleranz für die erforderlichen Manipulationen stark begrenzt (Hueber, 2009). Aufgrund der hohen Inzidenz der Beeinträchtigung der respiratorischen Funktion der Nase – sowohl beim Mensch als auch beim Tier – ist das Interesse an weiterführenden diagnostischen Verfahren, die einen Einblick in die herrschenden Strömungsabläufe ermöglichen, in den letzten Jahren deutlich gestiegen (Hirschberg, 2006; McCarffrey und Kern, 1979; Min und Jang, 1995; Mlynski *et al.*, 1993; Nathan *et al.*, 2008; Tomkinson und Eccles, 1996). Ziel ist es daher, ein Verfahren zu entwickeln, mit dessen Hilfe es möglich ist, sowohl die physiologischen als auch die pathologischen Abläufe der Nasenatmung zu beurteilen und widerstandserhöhende Faktoren gezielt zu beseitigen, ohne zugleich 'überkorrigierend' in die physiologischen Respirationsmechanismen einzugreifen (Cole, 2003; Damm *et al.*, 1995; Mlynski, 2000; Mlynski *et al.*, 2000; Zaho *et al.*, 2004).

1.1 Computertomographie

Die Computertomographie (CT) wurde in den späten 1960er Jahren von dem Engländer Godfrey N. Hounsfield entwickelt und 1971 in die radiologische Diagnostik eingeführt (Montgomery *et al.*, 1979). Durch die sequentielle Röntgentechnik in axialer und koronarer Schichtung entstehen Tomogramme, die mithilfe spezieller Algorithmenprogramme zu dreidimensionalen Rekonstruktionen verarbeitet werden können (Bachert, 2003; Bonn, 1999; Zinreich *et al.*, 1987). Im Gegensatz zu der konventionellen Röntgentechnik, deren Aussagekraft aufgrund von Projektionsartefakten in der Regel begrenzt ist, ermöglicht die CT eine überlagerungsfreie Darstellung der komplexen anatomischen Strukturen (Kösling und Bootz, 2010; Egbert *et al.*, 2003; Mazza *et al.*, 2007). Mit Durchführung erster Untersuchungen am Nasen- und Nasennebenhöhlensystem menschlicher Leichname führten Montgomery *et al.* die CT 1979 in die rhinologische Diagnostik ein, wo sie zu einem festen Bestandteil der radiologischen Bildgebung des Nasenhöhlensystems geworden ist (Doruk *et al.*, 2007). In den letzten Jahren hat sich die CT kontinuierlich weiterentwickelt und wird als solche in der klinischen und präoperativen Diagnostik routinemäßig eingesetzt (Carter *et al.*, 1983; Dastidar *et al.*, 1999; Hanke *et al.*, 2001; 1979; Zinreich *et al.*, 1987).

Aufgrund der hohen Kontrast- und geringen Strukturauflösung ermöglicht die CT eine genaue Abgrenzung zwischen den verschiedenen Gewebetypen (Fairley *et al.*, 1993; McCarffrey und Kern, 1979; Zinreich *et al.*, 1987). So können die anatomischen Strukturen und deren Beziehung zu angrenzenden Strukturen exakt und ohne Überlagerungsartefakte dargestellt und beurteilt werden (Beule, 2010; Egeli *et al.*, 2004; Montgomery *et al.*, 1979; Zaho *et al.*, 2004; Zinreich, 1992). Ferner ist es möglich, sowohl entzündliche als auch neoplastische Veränderungen darzustellen und deren Lokalisation, Form und Ausmaß festzustellen und zu bewerten (Doruk *et al.*, 2007; Grützenmacher *et al.*, 2006; Howard *et al.*, 2002).

Aus diesem Grund stellt die CT des Nasen- und Nasennebenhöhlensystems die Basis für die chirurgische Navigation bei rhinologischen Eingriffen dar und wird als solche standardmäßig zur Planung und Durchführung der Functional Endoscopic Sinus Surgery (FESS) in der Humanmedizin eingesetzt (Dastidar *et al.*, 1999; Malm, 1997; Malm *et al.*, 2000).

Auch im Fachbereich der Veterinärmedizin gewinnt die CT zunehmend an Bedeutung. So führten Oechtering *et al.* 2004 das Verfahren der LATE-Technik (Laser-Assistierte-TurbinEktomie) ein. Auf CT-Daten brachycephaler Rassen basierend, wird bei diesem Verfahren hyperplastisches Muschelmateriale entfernt, um so den für diese Rassen typischen, erhöhten nasalen Strömungswiderstand und damit das Ausmaß des sog. Brachycephalen Atemnotsyndrom (BAS) zu verringern (Hueber *et al.* 2007; Oechtering, 2006)

1.2 Rhinomanometrie

Der nasale Strömungskanal stellt die wichtigste Passage für den inspiratorischen Luftstrom und die Verbindung zwischen der umgebenden Atmosphäre und der Lunge dar (Elad *et al.*, 1993). Eine grundlegende Funktion der Nase ist hierbei, einen physiologischen Strömungswiderstand zu erzeugen und aufrechtzuerhalten (Ishikawa *et al.*, 2006; Zaho *et al.*, 2004). Aufgrund der komplexen anatomischen Strukturen des Nasenhöhlen- und Nasennebenhöhlensystems ist es jedoch nicht einfach, Erkenntnisse über die Entstehung der Strömungsabläufe während der nasalen Passage zu erhalten (Dastidar *et al.*, 1999; Howard *et al.*, 2002; Weinhold und Mlynski, 2004). Seit über 100 Jahren versuchen Wissenschaftler daher, die Nasenatmung und deren Behinderung sowohl qualitativ als auch quantitativ zu erfassen und zu beurteilen (Egbert *et al.*, 2003; Mlynski *et al.*, 1993; Montgomery *et al.*, 1979; Schreck *et al.*, 1993). Die diagnostische Wertung des Strömungswiderstandes ist jedoch nicht einfach, da es sich aufgrund der komplexen Geometrie des Nasenhöhlen- und Nasennebenhöhlensystems um eine Zusammensetzung aus Parallel-, Wechsel- und Teilwiderständen handelt (Bachmann, 2003). Mit Entwicklung der Rhinomanometrie (RMM) durch Semarek im Jahr 1958 und ihrer Einführung in die klinische Diagnostik in den 1960er und 1970er Jahren wurden erste Versuche unternommen, sowohl das physiologische als auch das pathologische Widerstandsverhalten der Nase am Menschen zu bestimmen und zu beurteilen (Egbert *et al.*, 2003; Montgomery *et al.*, 1979). Seitdem haben viele Wissenschaftler, darunter u. a. Cole, Bachmann und Mlynski, dazu beigetragen, dass die RMM heute zu einem festen Bestandteil der rhinologischen Funktionsdiagnostik geworden ist (Doruk *et al.*, 2007; Hagemann *et al.*, 2002; Jones *et al.*, 1989; Montgomery *et al.*, 1979; Schumacher, 2004; Zacek, 2000).

Das Verständnis der funktionellen Gegebenheiten der behinderten Nasenatmung stellt die Grundlage dar, um mittels rhinochirurgischer Maßnahmen die widerstandserhöhenden Faktoren gezielt zu beseitigen und die funktionellen Strukturen wieder herzustellen oder sie zu erhalten (Damm *et al.*, 1995; Mlynski, 2000; Zaho *et al.*, 2004). Mithilfe der RMM ist es möglich, das Widerstandsverhalten der nasalen Atemwege sowohl qualitativ als auch quantitativ zu erfassen und zu beurteilen um so die Zusammenhänge zwischen dem objektiven und dem – oft stark abweichenden – subjektiv empfundenen Nasenwiderstand zu ermitteln (Eichler, 1988; Hanke *et al.*, 2001; Hilberg *et al.* 1989; Hirschberg, 2006; Mlynski und Beule, 2007; Nathan *et al.*, 2008; Pallanch, 1997). So unterstützt die RMM die Diagnosefindung, trägt zur Vermeidung inadäquater rhinochirurgischer Eingriffe bei und objektiviert die Beurteilung der therapeutischen Ergebnisse (Malm *et al.*, 2000; Schumacher, 2004; Temmel *et al.*, 1998; Tomkinson und Eccles, 1996). Hierbei gilt die anteriore Messtechnik als das vom 'Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasale Airway' (SCOANA) empfohlene Standardverfahren (Broms *et al.*, 1979; Clement, 1984; Clement und Gordts, 2005; Hagemann *et al.*, 2002; Jones *et al.*; Zapleta und Chalupá, 2002). Im Gegensatz zu der posterioren Messtechnik, bei der die Messung des Druckes im Pharynx (Messung des nasopharyngealen Druckes) für beide Nasenseiten zugleich erfolgt, wird die Messung des für die Entstehung des Luftstroms erforderlichen transnasalen Differenzdruck bei der anterioren Messtechnik für jede Nasenseite separat durchgeführt (Messung des choanalen Druckes) (Bachmann und Bachert, 1984; Grützenmacher *et al.*, 2003a; Ishikawa *et al.*, 2006; Mlynski und Beule, 2007; Schumacher, 2002; Weinhold und Mlynski, 2004). Der Gesamtwiderstand der Nase errechnet sich schließlich aus der Summe der Einzelwiderstände beider Nasenseiten.

Die Anwendung und Aussage der RMM ist jedoch als begrenzt anzusehen: So zeigt sich, dass das bei einem festgelegten Differenzdruck rhinomanometrisch bestimmte Strömungsvolumen kein geeignetes Maß für die Bewertung der Weite und infolgedessen des Schwellungszustandes der nasalen Schleimhäute darstellt (Montgomery *et al.*, 1979). Ferner geben die Widerstandsmessungen in der Regel keinen Aufschluss über die ursächliche Widerstandsentstehung sowie deren Lokalisation und liefern als solche keine Informationen über die Beschaffenheit der einzelnen Nasenabschnitte (Eichler, 1988; Montgomery *et al.*, 1979). Ein Einblick in

die herrschenden Strömungsverhältnisse scheint daher mit den zur Verfügung stehenden Methoden der rhinologischen Funktionsdiagnostik nur bedingt möglich (Damm *et al.*, 1995; Mlynski und Löw, 1993; Zacek, 2000).

1.3 CT-Rhinometrie

Die technischen Fortschritte im Bereich der radiologischen Bildgebung, der Rekonstruktion der radiologischen Daten sowie die Weiterentwicklung der Computertechniken haben die diagnostischen Möglichkeiten in den letzten Jahren deutlich vorangetrieben (Zambetti *et al.*, 2001). So spielt die CT als Verfahren radiologischer Bildgebung für die Darstellung des Nasenhöhlensystems heute in der rhinologischen Funktionsdiagnostik eine bedeutende Rolle (Beule, 2010; Carter *et al.*, 1983; Hanke *et al.*, 2001). Als solche wird sie zur Beurteilung der anatomischen Gegebenheiten sowie der Art und des Ausmaßes pathologischer Veränderungen heute standardmäßig eingesetzt (Kösling und Bootz, 2010; Mazza *et al.*, 2007; Zinreich *et al.*, 1990). Auch in der Veterinärmedizin gewinnt die computertomographische Diagnostik zunehmend an Bedeutung (Hüber *et al.*, 2007; Oechtering *et al.*, 2007; Oechtering *et al.*, 2008).

Die CT stellt dabei ein nicht invasives Untersuchungsverfahren dar, mit dessen Hilfe die genauen Entfernungen und Winkel des nasalen Strömungskanals dargestellt und berechnet werden können. Darüber hinaus ermöglicht sie die Beurteilung prädisponierender Faktoren einer chronischen Sinusitis, wie etwa morphologische Abweichungen, Traumata, Hyperplasien oder Tumoren und erlaubt so die präzise Planung rhinoskopischer Eingriffe (Dastidar *et al.*, 1999; Egeli *et al.*, 2004; Malm, 1997; Montgomery *et al.*, 1979; Schumacher, 2002; Weinhold und Mlynski, 2004; Zaho *et al.*, 2004).

1.4 Fragestellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Frage, ob es möglich ist anhand CT-basierter anatomischer Daten und rhinomanometrischer Messwerte ein strömungsphysikalisch basiertes Modell zur Berechnung des nasalen Strömungswiderstandes zu entwickeln. So sind offensichtliche morphologische Abweichungen nicht immer die Ursache einer nasalen Obstruktion. Anhand einer genauen Analyse des Ausmaßes und der Lokalisation solcher Veränderungen

könnte mit der 'CT-Rhinometrie' durch genaue Berechnung des nasalen Strömungswiderstandes ermittelt werden, ob die vorliegende anatomische Abweichung der tatsächliche Grund der Obstruktion darstellt. So könnte präoperativ beurteilt werden, ob es sich nicht etwa um eine 'physiologische Abweichung' handelt und als solche nicht die Ursache der Beeinträchtigung einer nasalen Respiration darstellt. Entsprechend wäre eine präzisere Operationsplanung gegeben.

Ziel ist es daher zu prüfen, ob eine Korrelation der Daten der CT mit den rhinomanometrischen Messwerten besteht.

2 Material und Methoden

2.1 Patienten

Die im Rahmen dieser prospektiven Studie durchgeführten Untersuchungen erfolgten in der Zeit zwischen Februar und Juli 2008 sowie zwischen April und Juni 2010 an der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Chirurgie sowie der radiologischen Klinik der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn. Da die Daten der vorliegenden Studie auf Messwerten basieren, die im Rahmen rhinochirurgischer Eingriffe routinemäßig erhoben wurden, war eine Zustimmung der Ethik-Kommission nicht erforderlich. Es wurden insgesamt 90 Personen untersucht, die aufgrund einer CT der Nasennebenhöhlen (NNH) in die radiologische Klinik einbestellt waren. 44 der untersuchten Personen waren männlich, 46 weiblich. Die Altersspanne lag zwischen 10 und 80 Jahren, mit einem Altersdurchschnitt von 46,6 ($\pm 16,1$). Um eine möglichst einheitliche Datengrundlage zur Durchführung dieser Studie zu erreichen, erfolgte die Festlegung der Ausschlusskriterien nach Auswertung der CT-Daten sowie der Daten der RMM. Hierzu zählten neben Veränderungen der anatomischen Strukturen und physiologischen Abläufe, deutliche Unregelmäßigkeiten der rhinomanometrischen Untersuchung. Eine Auflistung sämtlicher Ausschlusskriterien findet sich in Tabelle 1. Bei vollständiger Stenose einer bzw. beider Nasenseiten sowie bei klaustrophobischer Reaktion des Patienten aufgrund der Anwendung der Atemmaske, wurde die Untersuchung vorzeitig abgebrochen. Es blieben schließlich 50 Patientendaten, die in Studie einbezogen wurden.

Tab. 1 Definition der Ausschlusskriterien

Septumperforation

invasive Neoplasien der Nasenhöhle

ausgeprägte Polyposis nasi

Hyperplasien der Conchae nasales

ausgeprägte Pansinusitis

ausgeprägte Fensterung der NNH aufgrund vorangegangener Operationen

RMM-Werte mit deutlichen Abweichungen und Unregelmäßigkeiten

2.2 Untersuchungsablauf

Zum Vergleich beider Untersuchungsmethoden wurden die rhinomanometrischen Messungen als Referenzverfahren zu der CT durchgeführt. Um Fehlerquellen bestmöglich auszuschließen, erfolgten beide Untersuchungen unter den gleichen Voraussetzungen: So wurden die Untersuchungen unmittelbar aufeinander folgend durchgeführt, um schwellungsbedingte Änderungen der Durchgängigkeit der luftleitenden Wege im Bereich des Cavum nasi möglichst ausschließen zu können. Nach einer 20–30minütigen Anpassung an das räumliche Klima, wurde zunächst die CT durchgeführt. Diese erfolgte liegend mit kraniokaudaler Ausrichtung des Patienten. Nach einer anschließenden Erläuterung des Untersuchungsablaufs und einer Einverständniserklärung zur Teilnahme an dieser Studie wurde die RMM durchgeführt. Als Voraussetzung einer bestmöglichen Korrelation erfolgte die Messung ebenfalls im Liegen.

Nach Abschluss aller Untersuchungen erfolgte die Befunderhebung der CT-Daten durch einen Facharzt für Radiologie und einen Facharzt für HNO-Heilkunde. Ebenso wurden die Messergebnisse der RMM gemeinsam mit einem Facharzt für HNO-Heilkunde ausgewertet. Entsprechend der zuvor festgelegten Ausschlusskriterien wurden die verbliebenen CT-Daten algorithmisch aufgearbeitet.

2.3 Messmethoden

2.3.1 Computertomographie

Während der Untersuchung wird der Patient bei konstantem Tischvorschub entlang seiner Längsachse durch eine mittels Strahlenquellendetektoreinheit erzeugte Strahlenebene bewegt. Dabei werden die einzelnen Körperschichten als Schwächungs- bzw. Dichtebild wiedergegeben (Bonn, 1999). Für die radiologische Untersuchung im Rahmen dieser Studie wurde der 16-Zeilen-Spiral CT MX8000 Philips (Philips GmbH, Unternehmensbereich Healthcare, Deutschland) eingesetzt. Das hierbei verwendete Scanprotokoll ist in Tabelle 2 zusammengefasst. Die erhaltenen Projektionsdaten wurden mit dem Softwareprogramm COBRA (Cone Beam Reconstruction Algorithm, Philips GmbH, Unternehmensbereich Healthcare, Deutschland) algorithmisch zu entsprechenden Graustufenbildern aufgearbeitet und

auf CD-Datenträger gespeichert. Von diesen sind sie mit dem MX Lite View (Philips GmbH, Deutschland) bzw. dem Impax EE CD Viewer (AGFA Healthcare GmbH, Deutschland) abrufbar.

Tab. 2 Scannprotokoll

Kollimation	16 mm x 1,5
Schichtdicke	2mm
Increment	1mm
Gantry-Rotationszeit	0,75 Sek.
Röhrenstrom	120 mA
Spannung	120 kV

2.3.2 Rhinomanometrie

Vor Durchführung der rhinomanometrischen Messwertbestimmung wurden Umgebungsluftdruck, Luftfeuchte und Raumtemperatur bestimmt. Für die Durchführung der Messung wurde das Rhinomanometer MasterScope Rhino (VIASYS Healthcare GmbH, Höchberg, Deutschland) eingesetzt. Die Messung erfolgte nach dem Prinzip der aktiven anterioren RMM. Bei diesem Messverfahren werden Differenzdruck und Strömungsvolumen (Flow) atemsynchron für jede Nasenhöhle separat erfasst (Jones *et al.*, 1989; Nathan *et al.*, 2008; Schumacher, 2002; Schumacher, 2004; Weinhold und Mlynski, 2004). Dabei ergibt sich der Gesamtflow bei jeweils gleicher Druckdifferenz aus der Summe der Einzelvolumina.

Die Bestimmung der rhinochoanalen Druckdifferenz erfolgt über eine Drucksonde. Diese wird mithilfe eines Nasenadapters an dem zu messenden Nasenloch befestigt (Egbert *et al.*, 2003). Hierbei ist darauf zu achten, dass der Nasenadapter das Nasenloch luftdicht abschließt, gleichzeitig aber nicht zu einer Verformung der kontralateralen Nasenöffnung führt. Die so verschlossene Nasenhöhle dient bei dieser Messmethode als ein bis in die Choane verlängerndes Messrohr (Bachmann, 2003; Maran *et al.*, 1971). Zeitgleich wird an der Gegenseite der Atemvolumenstrom mittels eines in eine Mundnasenmaske integrierten Pneumotachographen bestimmt (Abb. 1) (Bachmann und Bachert, 1984; Egbert *et al.*, 2003). Auch hier ist darauf zu achten, dass die Atemmaske luftdicht abschließt,

die Atemwege jedoch nicht durch zu festes Andrücken verlegt werden (Bachmann, 2003). Die Messung erfolgt dann bei ruhiger, ausschließlich nasaler Atmung mit geschlossenem Mund über vier bis fünf Atemzyklen (Bachmann und Bachert, 1984; Egbert *et al.*, 2003). Für die Messung der kontralateralen Nasenseite wird der Vorgang in umgekehrter Anordnung wiederholt (Bachmann, 2003). Mögliche Ursachen von Fehlmessungen und deren Auswirkung auf die Messergebnisse sind in Tabelle 3 aufgelistet.

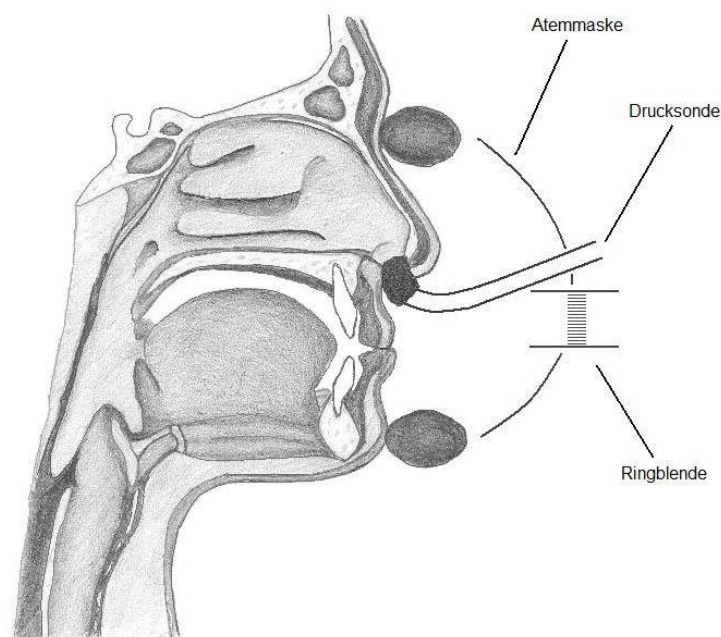


Abb. 1 Darstellung der Messanordnung der Rhinomanometrie mit Atemmaske und Drucksonde (nach Nathan *et al.*, 2008)

Tab. 3 Mögliche Messfehler bei der Durchführung der rhinomanometrischen Messwertbestimmung

Ursache	Fehler	Folge
undichte Nasenmaske	zu hoher Widerstand	zu schlechte Durchgängigkeit
Deformation, Abdrücken	zu hoher Widerstand	zu schlechte Durchgängigkeit
undichter Nasenadapter	zu niedriger Widerstand	zu gute Durchgängigkeit
Mundatmung	zu niedriger Widerstand	zu gute Durchgängigkeit

Mithilfe des in dieser Studie angewandten Messprogramms wurden die Mittelwerte der Druckdifferenz und des Strömungsvolumens mit dem Softwareprogramm LABManager 5.3.0.4. und dem Messprogramm "Rhinomanometrie" berechnet und in

Beziehung zueinander gesetzt. Zur numerischen Beurteilung der Nasenatmung, bzw. deren Behinderung, wird der Volumen-Wert (V-Wert) nach Festlegung des 'Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasale Airway' (SCOANA) bei einem Differenzdruck von 150 Pa angegeben (Broms *et al.*, 1979; Egbert *et al.*, 2003; Schumacher, 2002). Entsprechend erfasst V.150 den Flowanstieg im ersten, mehr laminaren Strömungsbereich zwischen 0 und 150 Pa und charakterisiert damit die nasale Durchgängigkeit. Der prozentuale Flowanstieg (V%) zwischen 150 Pa und 300 Pa quantifiziert dagegen die turbulenten Strömungsanteile des Volumenflusses. Bei rein laminarer Strömung beträgt dieser 100 %. Mit abnehmenden V%-Wert steigen die turbulenten Strömungsanteile, bis schließlich bei 41 % eine vollständig turbulente Strömung vorliegt (Bachmann, 2003; Bachmann und Bachert, 1984; Mlynski und Beule, 2007). Die entsprechende graphische Darstellung der Messgrößen erfolgt in Form eines Rhinomanogramms (Abb.2) (Bachmann, 2003; Eichler, 1988). Es handelt sich hierbei um eine Funktionsdarstellung, die den Volumenstrom V (ml/s) gegen den Druckgradienten Δp (Pa) als spiegelbildlich S-förmigen Kurvenverlauf (sog. Atemzange) darstellt (Bachmann, 2003; Zambetti *et al.*, 2001). Nach Festlegung der SCOANA werden die Mittelwerte der inspiratorischen Messung der rechten Nasenseite im 1. Quadranten, die der linken im 2. Quadranten dargestellt. Der 3. Quadrant zeigt den expiratorischen Kurvenverlauf der rechten, der 4. Quadrant den der linken Nasenhöhle (Abb. 2) (Egbert *et al.*, 2003; Mlynski *et al.*, 2000). Tabelle 4 gibt die Volumenströme zur Beurteilung des Obstruktionsgrades der Nasenatmung wieder (Mlynski *et al.*, 2007).

Tab. 4 Beurteilung des Obstruktionsgrads für eine Nasenseite (Mlynski *et al.*, 2007)

Obstruktionsgrad	Volumengeschwindigkeit (ml/s) bei 150 Pa
Nicht obstruktiv	> 500
Geringgradig obstruktiv	300 – 500 ml/s
Mittelgradig obstruktiv	180 – 300 ml/s
Hochgradig obstruktiv	< 180 ml/s

2.3.3 CT-Rhinometrie

Der radiologischen Funktionsdiagnostik stehen heute verschiedene Algorithmenprogramme zur Verfügung, die eine detaillierte 3D Rekonstruktion der computertomographisch erfassten Strukturen erlauben. Für die digitale Bildbearbeitung und Vermessung der Nasenhöhlenstrukturen wurde für diese Studie das Softwareprogramm AVIZO® Fire-Edition 6.2.1 (Visualization Sciences Group SAS, France) verwendet.

Die digitale Verarbeitung der computertomographischen Daten erfolgt bei diesem Programm über den Funktionsmodus ‚Isosurface‘. Mit den so erstellten 3D Rekonstruktionen können sämtliche Strukturen anatomisch genau dargestellt und aus jedweder Perspektive betrachtet werden. Um die Darstellungen auf den für die Studie relevanten Bereich des Nasenhöhlen- und Nasennebenhöhlensystems zu fokussieren, wurden die Daten mithilfe des Funktionselements ‚LatticeAccess‘ auf die entsprechenden Bildausschnitte begrenzt (Abb. 3). Orientiert an den anatomischen Strukturen des Palatinum durum wurde zunächst die Schnittebene der Nasenhöhlenlänge in die fokussierte graphische Darstellung gelegt (Abb. 4). Mithilfe des Funktionselements ‚Measure‘ konnte daraufhin die Länge entsprechend des Abstandes zwischen dem Naseneingang am Ansatz des Nasenstegs und dem Ende der Nasenhöhle am Übergang in den Nasopharynx numerisch bestimmt werden.

Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde/Chirurgie
(Direktor: Prof. Dr. med. Friedrich Bootz)

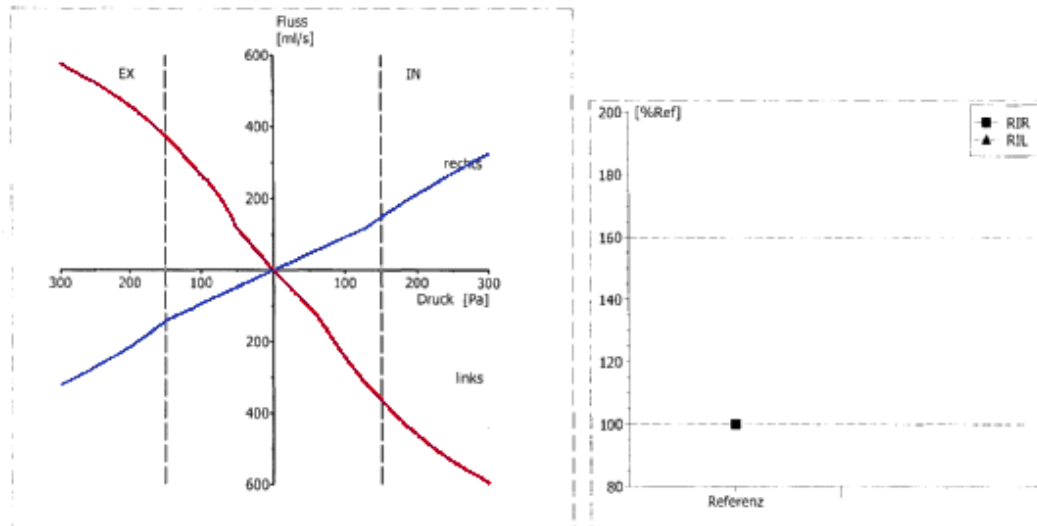
Rhinomanometrie

Name:
Vorname:

Identifikation:

Geburtsdatum:
Geschlecht:

Alter:
Gewicht:
Größe:



Umgebung Luftdruck 970 hPa Temperatur 18 °C rel. Feuchte 43 % Höhe Normaln. 180 m

		Messung 1	Messung 2	Messung 3	Messung 4	%(Be
Fluss in R 75	[ml/s]	69				
Fluss in R 150	[ml/s]	148.29				
Fluss in R 300	[ml/s]	324				
Fluss ex R 75	[ml/s]	70				
Fluss ex R 150	[ml/s]	154.13				
Fluss ex R 300	[ml/s]	319				
Fluss in L 75	[ml/s]	169				
Fluss in L 150	[ml/s]	363.06				
Fluss in L 300	[ml/s]	595				
Fluss ex L 75	[ml/s]	204				
Fluss ex L 150	[ml/s]	371.51				
Fluss ex L 300	[ml/s]	574				

Ref
Datum 26.02.10
Zeit 11:53
Nr. 1
P. mess 150
Stufe 81
Seite\$
Subst. Referenz

Test-Nr. 1 26.02.2010 11:54:09
Untersucher: N. Rosche
vor Abschwellung
Kommentar

2_LPT_-RHINOSCREEN

14.06.2010 10:05

Abb. 2 Darstellung der rhinomanometrischen Messgrößen in Form eines Rhinomanogramms. Der blaue Kurvenverlauf zeigt die In- bzw. Expiration der rechten Nasenseite, der rote Kurvenverlauf den der linken Nasenseite

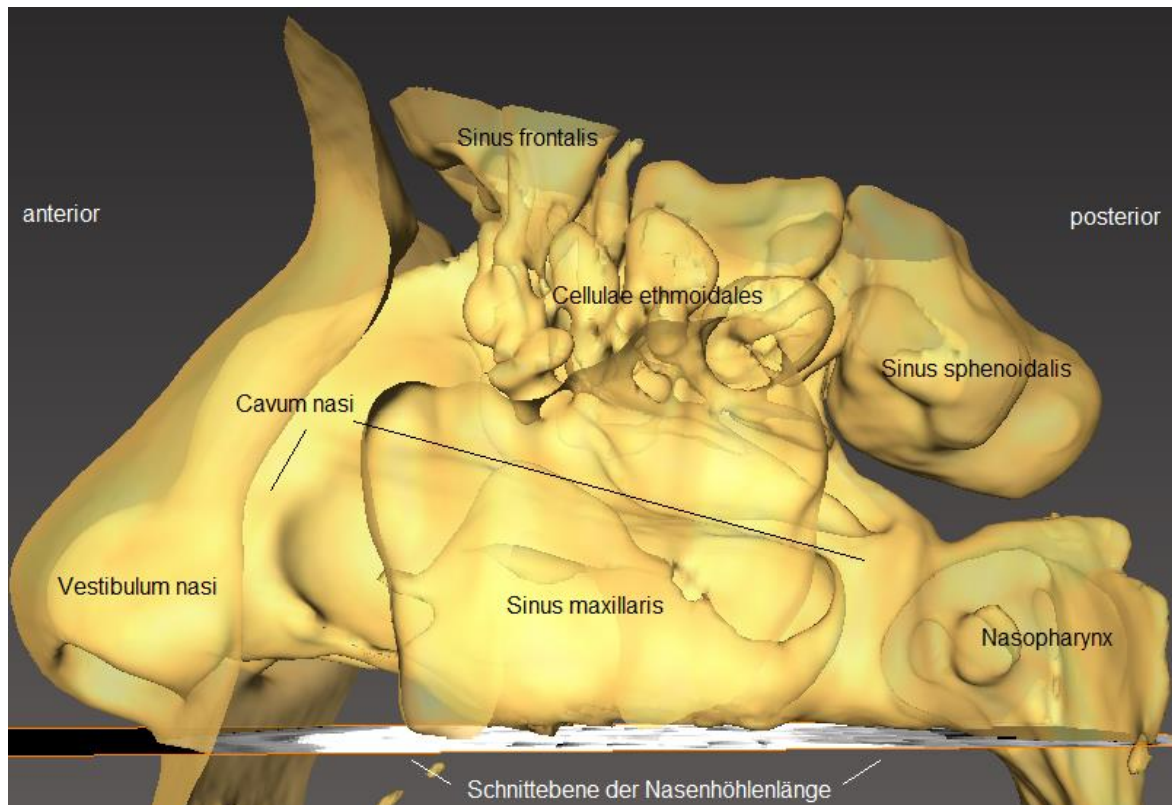


Abb. 3 Rekonstruktion im Funktionsmodus ‚Isosurface‘ auf den für die Studie relevanten Bereich der Nasenhöhle mit Darstellung der Nasenhöhlenlänge

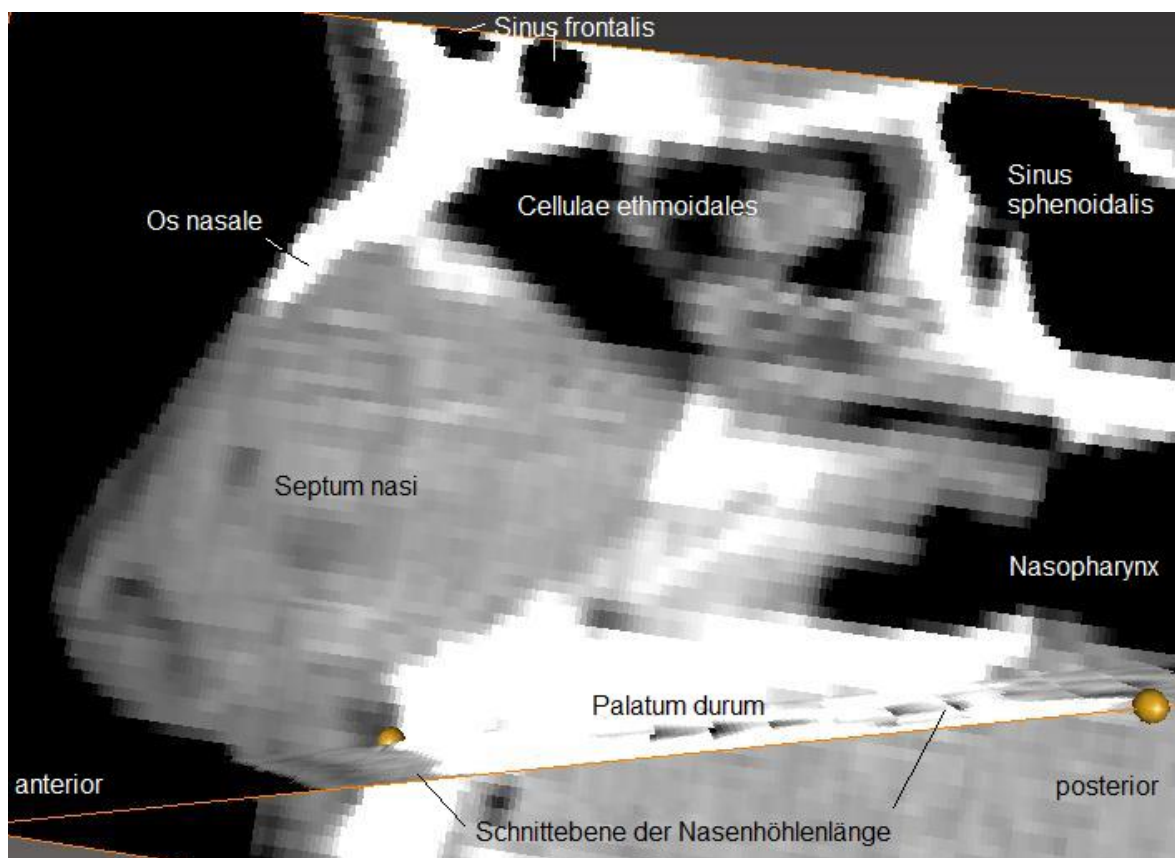


Abb. 4 Darstellung der Nasenhöhlenlänge entlang des Palatum durum im Funktionsmodus ‚OrthoSlice‘

2.3.3.1 Spezialschnitte

Maßgebend für die Funktion und das Widerstandsverhalten der oberen Atemwege sind deren anatomische Strukturen, Form und Umfang. In der Rhinologie ist es üblich, den Nasenkanal – entsprechend seiner respiratorischen Funktion – in verschiedene Abschnitte zu unterteilen. Dies sind in inspiratorischer Richtung der Einströmbereich, der Funktionsbereich und der Ausströmbereich (Clement und Gordts, 2005; Egbert *et al.*, 2003; Mlynski *et al.*, 2001). Jedem dieser Abschnitte können verschiedene Funktionselemente zugeordnet werden, deren Wirkungen auf den Strömungsverlauf aus der Strömungsphysik bekannt sind (Mlynski, 2000). So teilten Bachman (1982) und Mlynski *et al.* (2001) den verschiedenen Abschnitten des nasalen Strömungskanals aufgrund ihrer Funktion während der Atmung insgesamt fünf funktionelle Strukturen zu. Für den Einströmbereich sind dies das Vestibulum nasi, der Isthmus nasi (IN) sowie das vordere Cavum anterior (Ca). Das Cavum nasi proprium (Muschelregion [MR]) umfasst mit den Conchen und den Meatus nasales den eigentlichen Funktionsbereich, in dem die Konditionierung des nasalen Strömungsvolumens erfolgt, während dem Ausströmbereich das hintere Cavum posterior (Cp) einschließlich der Choane und des Nasopharynx zugeordnet wird (Keck und Lindemann, 2010; Mlynski, 2000; Mlynski *et al.*, 2001; Zacek, 2000).

Um den Einfluss der in der Literatur benannten anatomisch-respiratorischen Funktionselemente auf den Strömungsverlauf und das Strömungsverhalten zu prüfen, wurde sowohl anhand von Spezialschnitten als auch anhand von 'Landmark'-Schnitten eine multilienare Regressionsanalyse durchgeführt. Zur Darstellung der für die multilinenaren Berechnungen erforderlichen Modellparameter erfolgte die Festlegung der Spezialschnitte entsprechend der oben beschriebenen anatomischen Strukturelemente (Abb. 5). Dabei wurde für das Vestibulum nasi jeweils eine Schnittebene in den Bereich des äußeren Nasenlochs (Ostium externum (OE)), des inneren Nasenlochs (Ostium internum (OI)) und des Isthmus nasi (IN) gelegt. Die Schnittebene zur Darstellung des Cavum anterior wurde in den Bereich des Kopfes der unteren Nasenmuschel und der Intumescencia septi, die der Muschelregion in Höhe der Einmündung des osteomeatalen Komplexes und die des Cavum posterior in den Bereich des Übergangs in den Nasopharynx gelegt. Die Festlegung der Spezialschnitte erfolgte individuell, anhand der anatomischen Strukturen des jeweiligen Patienten. Zur Orientierung dienten die im Funktionsmodus

‚Isosurface‘ erstellten Rekonstruktionen. Um der schrägen Vestibulumachse Rechnung zu tragen, wurden die Schnitte des Ostium externum, des Ostium internum und des Isthmus nasi für jede Nasenseite getrennt, dem Strömungsverlauf folgend in die Rekonstruktionen gelegt. Die entsprechenden anatomischen Orientierungsmerkmale sind in den Tabellen 5-11 zusammengefasst.

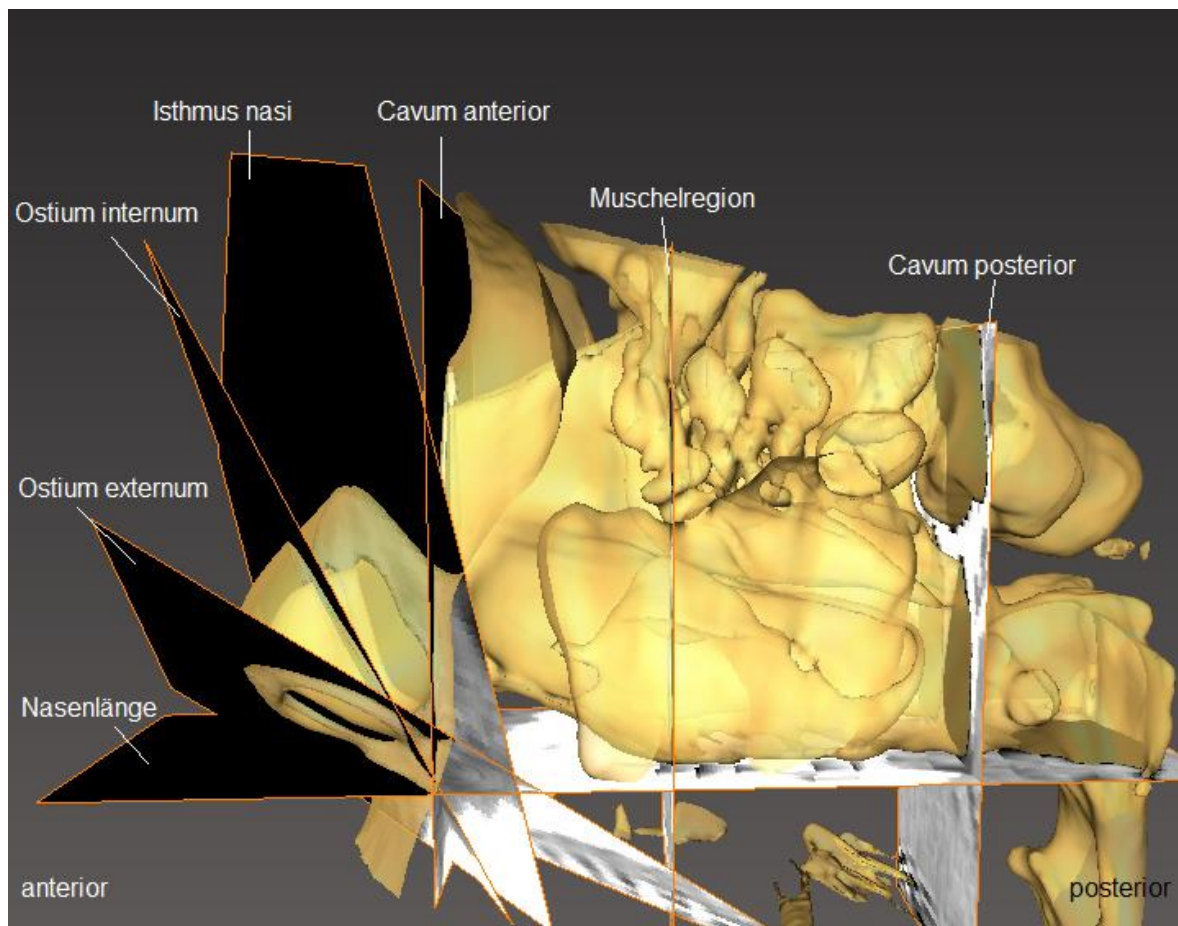


Abb. 5 Darstellung aller Schnittebenen der Spezialschnitte

2.3.3.2 Landmark-Schnitte

Die Festlegung der Landmark-Schnitte des vorderen Einströmbereichs erfolgte anhand zuvor festgelegter Schnittpunkte (Landmarks (LM)), die für alle Patienten Gültigkeit besitzen. Die Definitionen dieser LM sind in den Tabellen 5-11 aufgelistet. Entsprechend der Spezialschnitte werden die ersten drei Funktionselemente ebenfalls separat für jede Nasenseite getrennt festgelegt. Die Darstellung der Funktionselemente der Muschelregion sowie der hinteren Nasenhöhle erfolgte simultan für beide Nasenseiten senkrecht zur Schnittebene der Nasenhöhlenlänge.

Tab. 5 Orientierungsmerkmale zur Darstellung der Spezialschnitte und LM-Schnitte des Ostium externum

Ostium externum (OE):	
Anatomische Orientierung:	die dargestellten Gewebe des Flügel- und Seitenknorpels sowie des Septums umschließen das äußere Nasenloch vollständig
LM:	Nasensteg
	Nasenspitze
	lateralen Nasenflügelknorpel

Darstellung der Schnittfläche: oval bzw. bohnenförmig

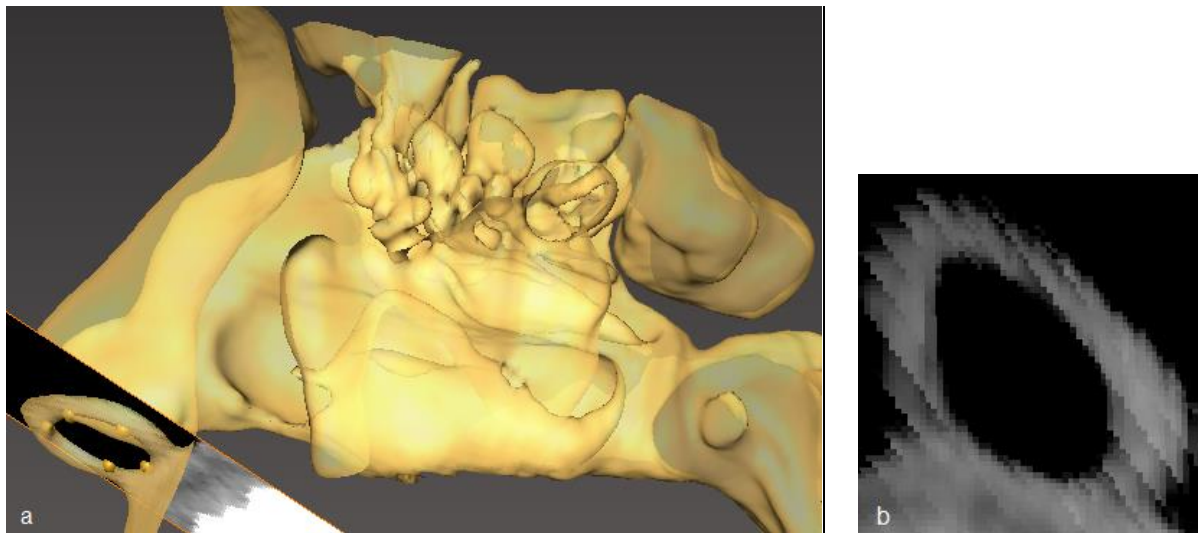


Abb. 6 Darstellung der **Schnittebene (a)** und der **Schnittfläche (b)** des Ostium externum

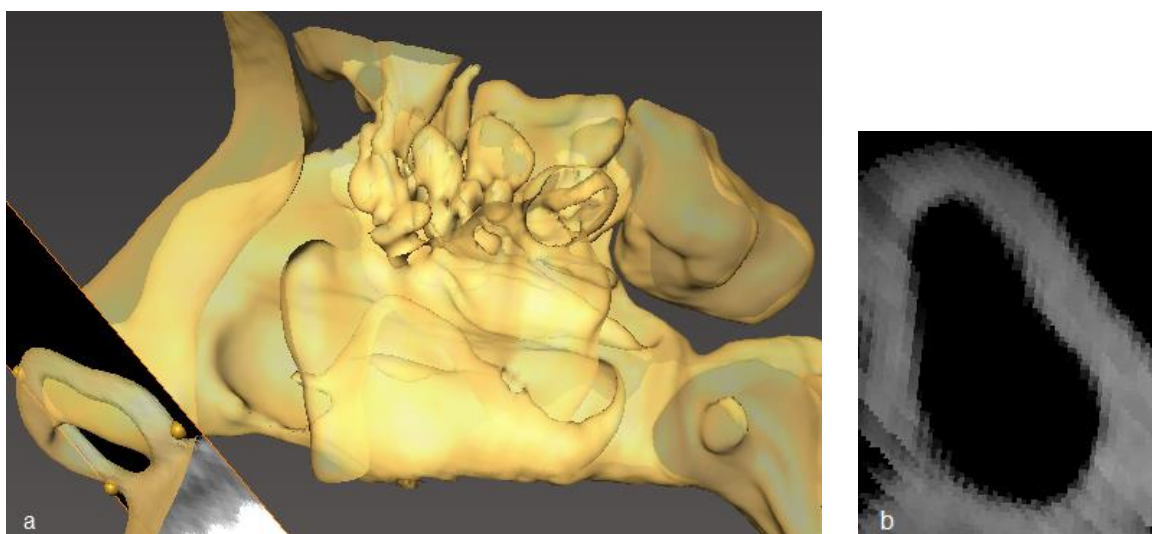


Abb. 7 Darstellung der **Schnittebene (a)** und der **Schnittfläche (b)** des LM Ostium externum

Tab. 6 Orientierungsmerkmale zur Darstellung der Spezialschnitte und LM-Schnitte des Ostium internums

Ostium internum (OI)	
Anatomische Orientierung:	Bereich der ersten Verengung des Vestibulum nasi, dargestellt im Funktionsmodus ‚Isosurface‘
LM:	Unterer Knochenansatz
	Punkt auf halber Strecke zwischen der Nasenspitze und der Spina nasalis anterior im Bereich des oberen Randes des Nasenseptums
	Lateraler Nasenflügelknorpel

Darstellung der Schnittfläche: oval

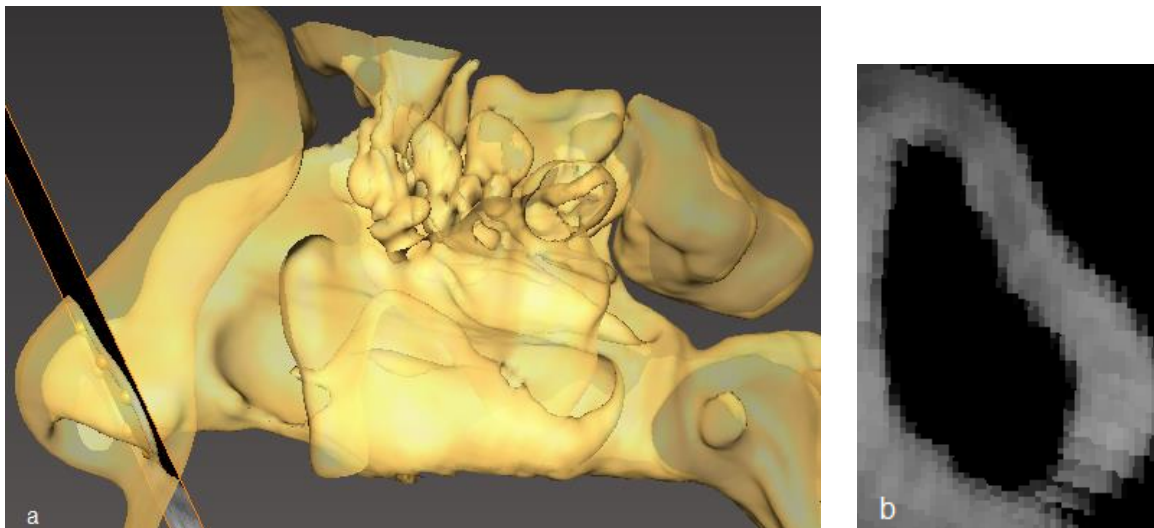


Abb. 8 Darstellung der **Schnittebene (a)** und der **Schnittfläche (b)** des Ostium internum

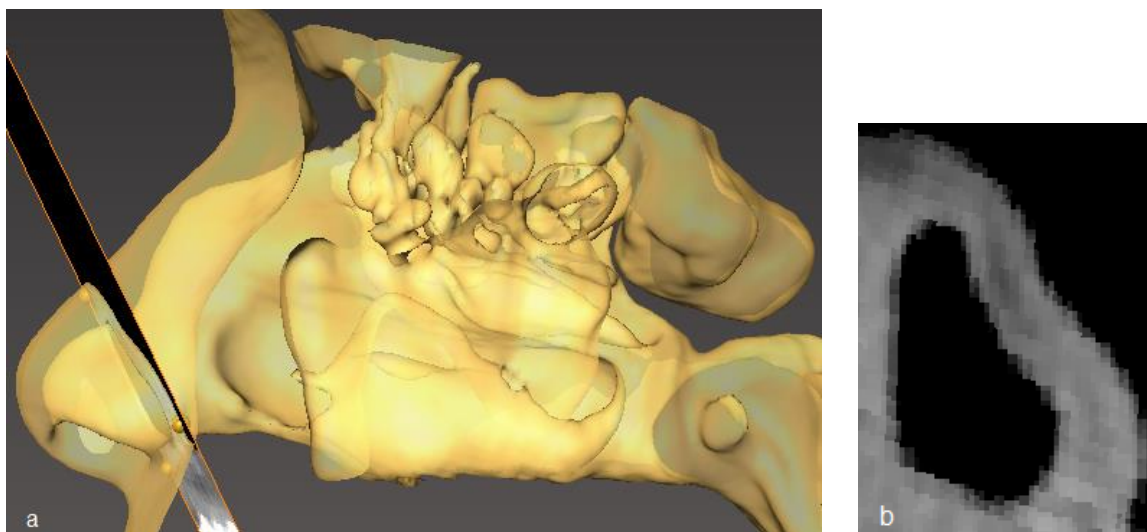


Abb. 9 Darstellung der **Schnittebene (a)** und der **Schnittfläche (b)** des LM Ostium internum

Tab. 7 Orientierungsmerkmale zur Darstellung der Spezialschnitte und LM-Schnitte des Isthmus nasi

Isthmus nasi (IN):	
Anatomische Orientierung:	Bereich der zweiten Verengung am Übergang des Vestibulum nasi in das Cavum anterior, dargestellt im Funktionsmodus 'Isosurface'
LM:	unterer Knochenansatz
	Spina nasalis anterior
	lateraler Nasenflügelknorpel

Darstellung der Schnittfläche: birnenförmig

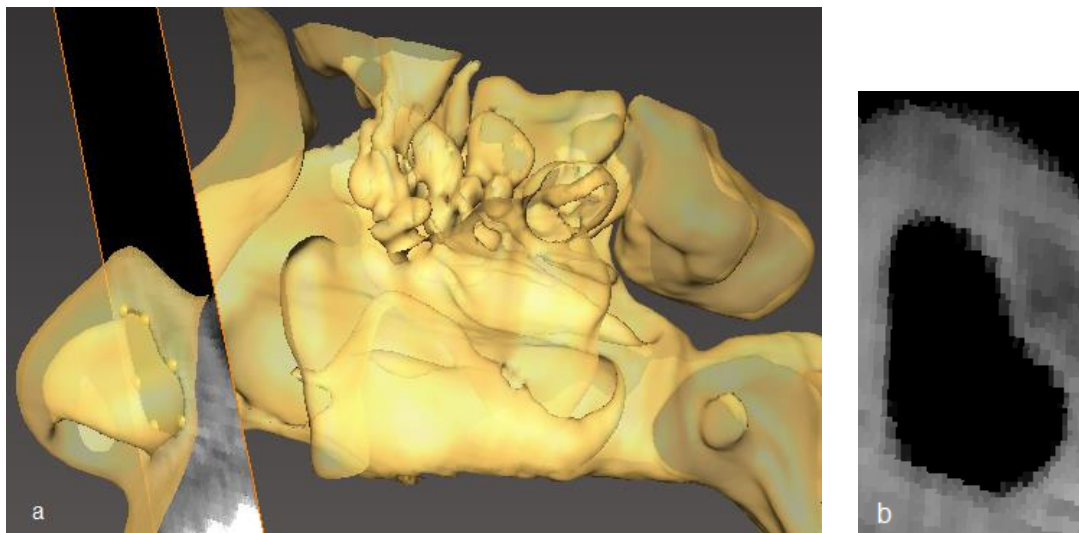


Abb. 10 Darstellung der **Schnittebene (a)** und der **Schnittfläche (b)** des Isthmus nasi

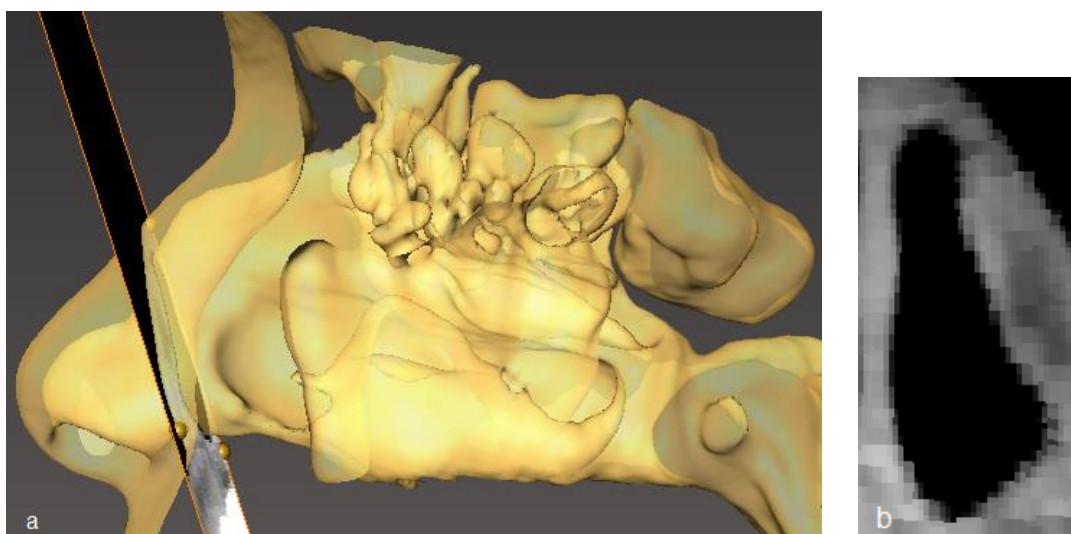


Abb. 11 Darstellung der **Schnittebene (a)** und der **Schnittfläche (b)** des LM Isthmus nasi

Tab. 8 Orientierungsmerkmale zur Darstellung des Cavum anterior

Cavum anterior (Ca):	
Orientierung:	senkrecht zur Ebene der Nasenlänge auf Höhe des Kopfes der Concha nasalis inferior

Darstellung der Schnittfläche: spaltförmig

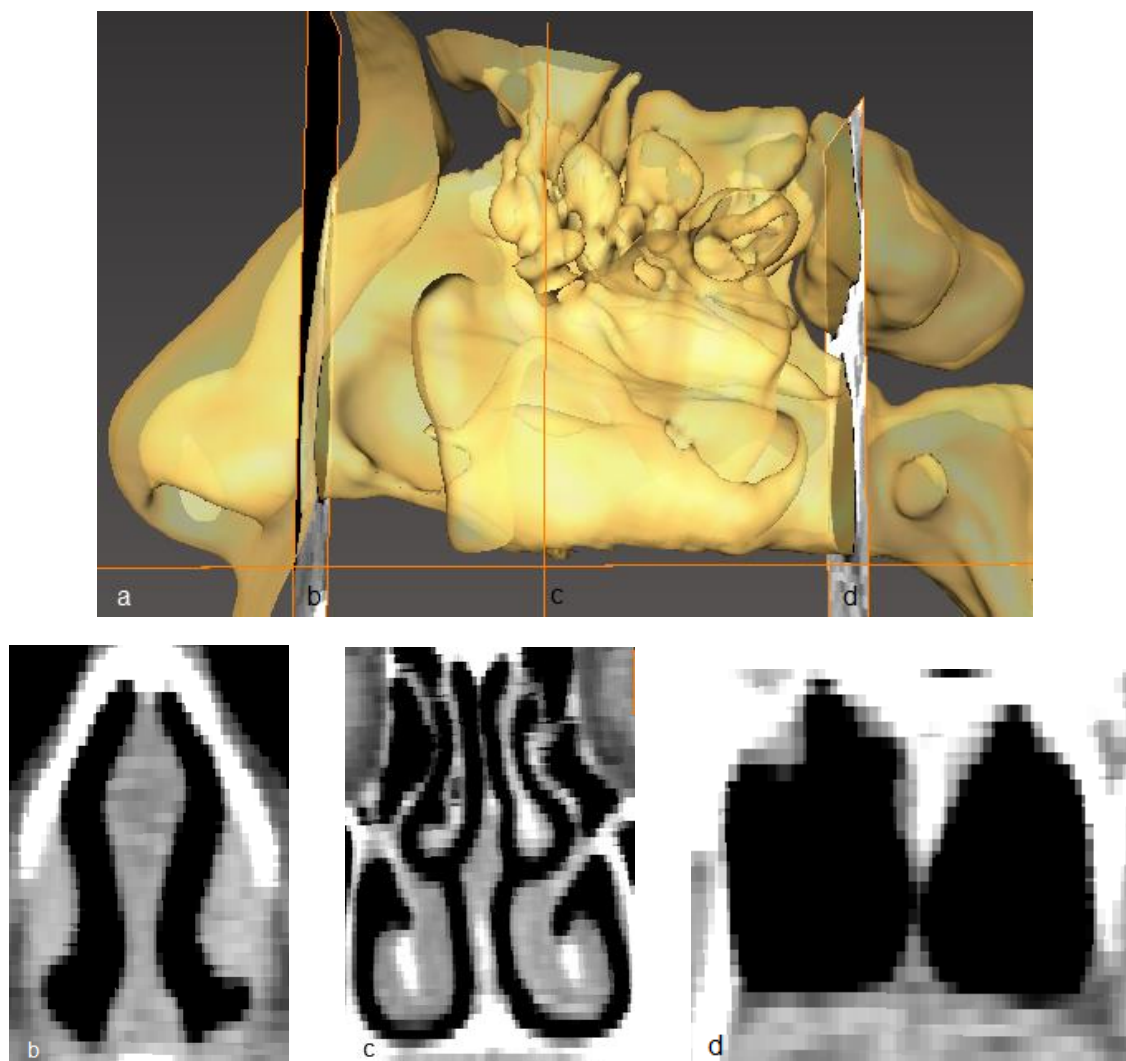
Tab. 9 Orientierungsmerkmale zur Darstellung der Muschelregion

Muschelregion (MR):	
Orientierung:	senkrecht zur Ebene der Nasenlänge auf Höhe der Einmündung des osteomeatalen Komplexes

Darstellung der Schnittfläche mit allen Nasengängen

Tab. 10 Orientierungsmerkmale zur Darstellung des Cavum posterior

Cavum posterior (Cp):	
Orientierung:	senkrecht zur Ebene der Nasenlänge auf Höhe des Übergangs in den Nasopharynx

Darstellung der Schnittfläche: langoval bzw. rundovalAbb. 12 Darstellung der **Schnittebenen (a)** und **Schnittflächen** des Cavum anterior (b) der Muschelregion (c) und des Cavum posterior (d)

Nach Festlegung der Spezial- und der LM-Schnittebenen wurden deren Flächen und Umfänge bestimmt. Dies erfolgte im Funktionsmodus ‚LabelField‘ des AVIZO®-Softwareprogramms. Hierfür wurden zunächst die für die Studie relevanten Flächen (Region Of Interest (ROI)) festgelegt (Abb. 14). Über die Funktion ‚Quantification‘ berechnete das Computerprogramm nachfolgend die entsprechend markierten Querschnittsfläche A (mm²) und deren Umfang U (mm) und gab diese numerisch in einer Excel-Tabelle wieder (Abb. 15). Anhand dieser Daten wurde die für die Strömungsmechanik wesentliche, theoretische Größe des hydraulischen Durchmessers d_h (mm) errechnet:

$$d_h = \frac{4 \cdot A}{U} \quad (1)$$

(Wibel, 2009, Gl. (2.2)). Die Daten wurden zur weiteren Bearbeitung in eine Excel-Tabelle übernommen und gespeichert. Die errechneten Werte der Flächeninhalte und der hydraulischen Durchmesser wurden mithilfe der multilinear Regression schließlich in Korrelation mit den rhinomanometrisch ermittelten Messwerten gesetzt.

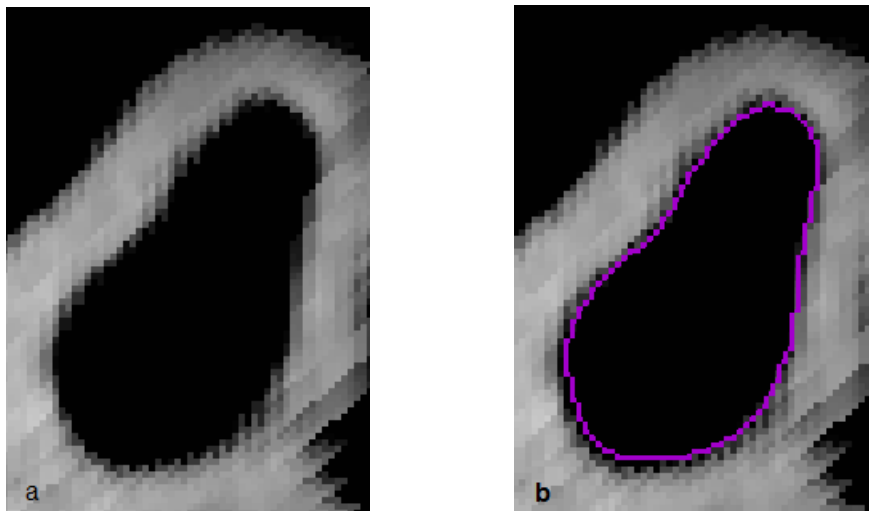


Abb. 13 Darstellung der zu bestimmenden Fläche des Ostium externum **vor (a)** und **nach (b)** Festlegung der ROI

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1									
2			Area (mm ²)	CroftonPerimeter (mm)	index				
3		1	131.9319	45.18258	1				
4									
5									
6									
7									
8									
9									
10									
11									
12									
13									
14									
15									
16									
17									
18									
19									
20									

Abb. 14 Excel-Tabelle mit den errechneten Daten für die Fläche (Area (mm²)) und den Umfang (CroftonPerimeter (mm))

2.3.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der erhobenen Daten wurden zunächst die Mittelwerte und Standardabweichungen sowohl der Flächen als auch der hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte sowie der LM-Schnitte berechnet. Anhand dieser Daten wurde im nächsten Schritt mithilfe eines Scatterplots auf eine mögliche Korrelation der Funktionselemente des vorderen Einströmbereichs geprüft. Die Berechnungen der entsprechenden Daten erfolgte mit dem Softwareprogramm 'R' (Development Core Team (2010). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org>).

Um auf eine Korrelation der CT-rhinometrischen Werte sowohl der Flächen als auch der hydraulischen Durchmesser mit den Messergebnissen der RMM zu prüfen, wurde eine multilineare Regressionsanalyse durchgeführt. Diese erfolgte ebenfalls mithilfe des Softwareprogramms 'R'.

2.3.4.1 Multilineare Regression

Der nasale Strömungswiderstand ergibt sich aus der Differenz zwischen dem Gesamtwiderstand und dem tracheobronchialen Widerstand. Als solcher stellt er keine feste Größe dar und ist stärkeren Schwankungen unterworfen. Zur Überwindung des Widerstandes braucht es eine treibende Kraft, die sich im Falle des nasalen Strömungswiderstandes aus der transnasalen Druckdifferenz ableiten lässt. Analog zum Ohmschen Gesetz ergibt sich der Strömungswiderstand R aus der Druckdifferenz Δp und dem Volumenfluss Q :

$$R = \frac{\Delta p}{Q} \quad (2).$$

(Becker *et al.*, 2006, Gl. (1)).

Nach dem Hagen-Poiseuille'schen Gesetz gilt für den Volumenfluss V in einem zylindrischen Strömungskanal mit dem Radius r , der Länge l und dem Differenzdruck Δp

$$V = \frac{r^4 \cdot \pi \cdot \Delta p}{8\eta \cdot l} \quad (3).$$

Stellt man diese nach dem Strömungswiderstand R um,

$$R = \frac{r^4 \cdot \pi \cdot \Delta p}{8\eta \cdot l} \quad (4)$$

wird deutlich, dass sich der Strömungswiderstand für laminare Strömungen umgekehrt proportional zur vierten Potenz des Radius verhält.

Da es sich bei der Nase jedoch nicht um einen zirkulären Strömungskanal handelt, ist das Poiseuille'sche Gesetz in dieser Form nicht auf die nasalen Atemwege anwendbar. Aus diesem Grund wird der hydraulische Durchmesser d_h eingeführt. Er ist ein in der Strömungstechnik übliches Weitemaß und dient als solches der Berechnung von Druckverlusten in nicht kreisförmigen Strömungskanälen, indem er diesen mit einem Rohr zylindrischen Durchmessers vergleicht. Er definiert sich aus

dem Verhältnis der Querschnittsfläche A und deren Umfang U (siehe Gl. (1) S. 21).

Die Gültigkeit des Poiseuille'schen Gesetzes beschränkt sich dabei auf laminare Strömungen. Mit zunehmender Strömungsgeschwindigkeit treten vermehrt Turbulenzen auf, bevor sie schließlich in eine rein turbulente Strömung übergeht. Der Übergang von der laminaren Strömung in eine turbulente Strömung wird durch die dimensionslose Reynolds-Zahl Re definiert

$$Re = \frac{v d_h}{\nu} \quad (5)$$

(Wibel 2009, Gl. (2.3)), mit $\nu = 15 \cdot 10^{-6} \text{m}^2 \text{s}^{-1}$ für die kinematische Viskosität der Luft. Der kritische Wert für den Übergang laminarer zu turbulenter Strömung beträgt für die Luft $Re_{krit} \cong 2320$.

Für den Volumenfluss Q ergibt sich mit der Querschnittsfläche A des Strömungskanals und der Strömungsgeschwindigkeit v

$$Q = A \cdot v \quad (6).$$

Modellmäßig lässt sich der nasale Strömungskanal vereinfachend als ein zusammengesetztes System mit hintereinander geschalteten Strömungswiderständen verstehen, die aus den unterschiedlichen Querschnitten der verschiedenen Funktionselemente resultieren. Die Stromstärke wird näherungsweise als konstant angesehen, wenn man die Kompressibilität der Luft vernachlässigt:

$$Q = A_1 \cdot v_1 = A_2 \cdot v_2 = \dots = A_n \cdot v_n \quad (7).$$

Zur Modellierung des Strömungswiderstandes der Nase werden zwei Ansätze vorgeschlagen:

1. Die Nase als Hintereinanderschaltung von Strömungsblenden

Der Druckverlust Δp über eine Blende wird in Abhängigkeit von der Strömungsgeschwindigkeit v und der Dichte der Luft ρ mit

$$\Delta p = \frac{1}{2} \zeta \rho v^2 \quad (8)$$

beschrieben. ζ stellt dabei den dimensionslosen, von der Geometrie der Blende abhängigen Druckverlustbeiwert dar. Für die Dichte der Luft ρ gilt

$$\rho = \frac{p}{RT} \quad (9)$$

(Kuchling 2009, Gl. (2.8) und (2.11)) mit dem Druck p , der spezifischen Gaskonstanten R und der Temperatur T in Kelvin. Betrachtet man den nasalen Strömungskanal wie oben erwähnt als Röhrensystem hintereinander geschalteter Strömungsblenden im Sinne der Querschnitte der verschiedenen Funktionselemente, ergibt sich der Gesamtwiderstand R_{ges} aus der Summe der Einzelwiderstände zu

$$R_{ges} = R_1 + R_2 + \dots + R_n \quad (10).$$

2. Die Nase als Hintereinanderschaltung turbulent durchströmter Strömungskanäle

Es ergibt sich der Druckwertverlust Δp bei turbulenten Strömungen in einem Strömungskanal der Länge l und einem hydraulischen Durchmesser d_h als

$$\Delta p = \frac{l}{2d_h} \zeta \rho V^2 \quad (11)$$

(Wibel, 2009, Gl. (2.25)). Der Strömungswiderstand der Nase wird dann als Hintereinanderschaltung von turbulent durchströmten Strömungskanälen beschrieben.

Die Durchführung der multilineareren Regressionsanalyse wurde zunächst nur mit den Querschnittsflächen A der Funktionselemente durchgeführt. Unter Voraussetzung n einzelner Blenden mit einem Querschnitt A_i ergibt sich der Gesamtdifferenzdruck Δp aus der Summe der Druckdifferenzen entsprechend der Gleichung (8) zu

$$\Delta p = \frac{\rho Q^2}{2} \sum_i^n \frac{\zeta_i}{A_i^2} \quad (12).$$

Für eine Linearisierung setzt man $x_i = \frac{1}{A_i^2}$; $y = \frac{2\Delta p}{\rho Q^2}$ (13).

Entsprechend ergibt sich aus der Gleichung (12) für den Gesamtdifferenzdruck Δp eines Kanals der Länge l mit einem hydraulischen Durchmesser d_h :

$$\Delta p = \frac{\rho Q^2}{2} \sum_i^n \frac{\lambda_i l_i}{A_i^2 d_h} \quad (14).$$

Für eine Linearisierung setzt man $x_i = \frac{l_i}{A_i^2 d_h}$; $y = \frac{2\Delta p}{\rho Q^2}$ (15).

Aus den Gleichungen (13) und (15) ergeben sich lineare Modellfunktionen mit

$$f(\zeta_i, \dots, \zeta_n) = \sum_i^n \zeta_i x_i; \quad f(\lambda_i, \dots, \lambda_n) = \sum_i^n \lambda_i x_i \quad (16).$$

Deren Modellparameter ζ_i bzw. λ_i lassen sich hierbei aus den experimentell erhobenen Werten x_i und y ermitteln. Sie werden durch Minimierung der Fehlerquadratsumme aus den Residuen $e = y - f(\zeta_i, \dots, \zeta_n)$ errechnet. Die multilineare Regression liefert als Ergebnis die entsprechenden Modellparameter $\zeta_i \pm \Delta\zeta_i$ bzw. $\lambda_i \pm \Delta\lambda_i$ (Mittelwert \pm Standardabweichung). Die Fehler zwischen den experimentell ermittelten y und den mit der Regressionsfunktion errechneten Werten ergeben sich im Sinne der multilinearen Regression dadurch, dass sich die Modellparameter von Individuum zu Individuum unterscheiden und als solche eine normal verteilte Zufallsgröße darstellen. Dabei ist es möglich, dass einzelne ermittelte Modellparameter einen hohen relativen Fehler aufweisen. In einem solchen Fall lässt sich der Modellparameter nicht zuverlässig bestimmen. Mithilfe des t-Tests ist es möglich festzustellen, wie wahrscheinlich die Nullhypothese ist, dass das Modell nicht von dem entsprechenden Modellparameter abhängig ist. Bei fehlender Signifikanz kann dann der entsprechende Parameter aus dem Modell entfernt werden.

Die ermittelten Ausreißer wurden mittels des Outlier Tests aus dem Regressionsmodell eliminiert. Für die Durchführung der Bonferroni Korrektur wurde das Softwareprogramm 'car' (John Fox and Sanford Weisberg (2011). An {R} Companion to Applied Regression, Second Edition. Thousand Oaks CA: Sage. URL: <http://socserv.socsci.mcmaster.ca/jfox/Books/Companion>) verwendet.

3 Ergebnisse

3.1 Berechnung der Flächen und hydraulischen Durchmesser

3.1.1 Mittelwerte, Standardabweichungen und Median der Flächen

Aus den Berechnungen der Flächen der Spezialschnittebenen sowie der LM-Schnitte, ergeben sich die in Tabelle 11 aufgeführten Mittelwerte und Standardabweichungen. Die Abbildung 15 zeigt die Flächen sowohl der Spezialschnitte als auch der LM-Schnitte im Vergleich zueinander in Form von Boxplots.

Tab. 11 Mittelwerte und Standardabweichungen der Flächen (A) der Spezialschnitte und LM-Schnitte

Schnittebene	Fläche (mm ²)	Abb. Ya	Abb. Yb
Ostium externum	118 ± 27	A1	
Ostium internum	127 ± 32	A2	
Isthmus nasi	86 ± 25	A3	
LM Ostium externum	142 ± 27		A1
LM Ostium internum	128 ± 32		A2
LM Isthmus nasi	107 ± 28		A3
Cavum anterior	161 ± 46	A4	A4
Muschelregion	265 ± 83	A5	A5
Cavum posterior	197 ± 55	A6	A6

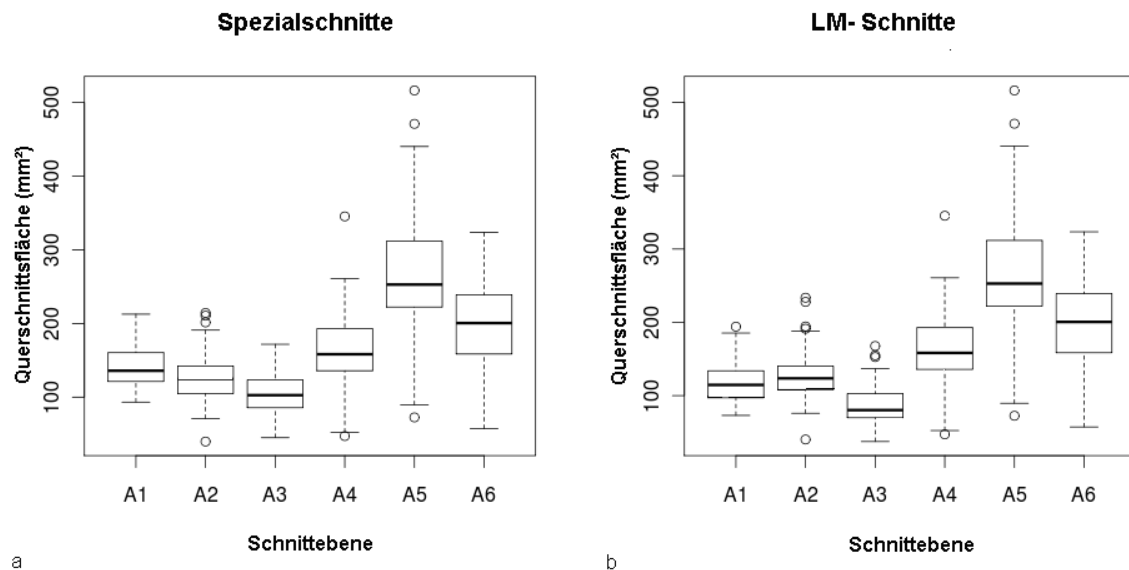


Abb. 15 Boxplot-Darstellung der Querschnittsflächen der **Speziialschnitte (a)** bzw. der **LM-Schnitte (b)**. Es gilt: A1: (LM-)OE; A2: (LM-)OI; A3: (LM-)IN; A4: Ca; A5: MR; A6: Cp

3.1.1.1 Scatterplot der Flächen

Die Abhängigkeiten der berechneten Flächen der Speziialschnitte und der LM-Schnitte untereinander sind in den Tabellen 12-13 aufgeführt und mithilfe eines Scatterplots graphisch dargestellt (Abb. 16-17). Dieser gibt die gemeinsame paarweise Verteilung der verschiedenen Variablen wieder. Entsprechend werden im rechten Bereich die jeweiligen Korrelationen in Form einzelner Streudiagramme beschrieben. Der linke Bereich gibt die entsprechenden Korrelationswerte in numerischer Form an.

Tab. 12 Regression der Flächen des OE (A1), des OI (A2) und des IN (A3) der Speziialschnitte

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
A1~A2	0.88 ± 0.08	$p < 0.001$
A1~A3	0.53 ± 0.09	$p < 0.001$
A2~A3	0.66 ± 0.06	$p < 0.001$

Tab. 13 Regression der Flächen des LM-OE (A1), des LM-OI (A2) und des LM-IN (A3) der LM-Schnitte

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
A1~A2	0.93 ± 0.07	$p < 0.001$
A1~A3	0.30 ± 0.09	$p = 0.001$
A2~A3	0.34 ± 0.07	$p < 0.001$

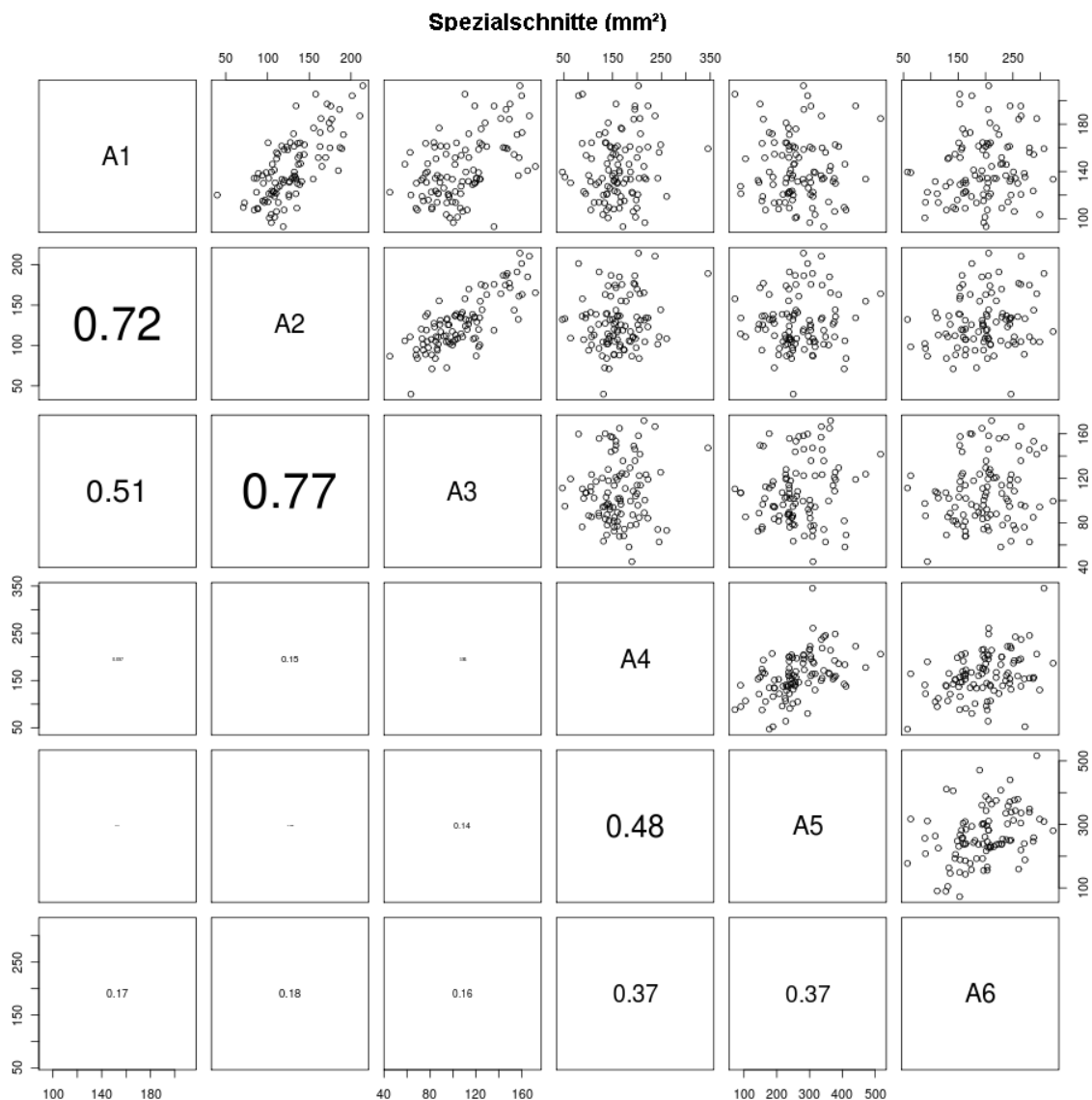


Abb. 16 Scatterplot-Darstellung der Flächenkorrelation der Spezielschnitte

Die Diagonale bezeichnet die entsprechenden Schnittflächen. Oberhalb findet sich die graphische Darstellung der Korrelation in Form von Streudiagrammen, unterhalb findet sich die Korrelation in numerischer Darstellung. Es gilt: A1: OE; A2: OI; A3: IN; A4: Ca; A6: MR; A6: Cp

Die deutlichste Korrelation für die Spezielschnitte zeigt sich für die Flächen A2 und A3 (77%) entsprechend dem Ostium internum und dem Isthmus nasi (Abb. 16).

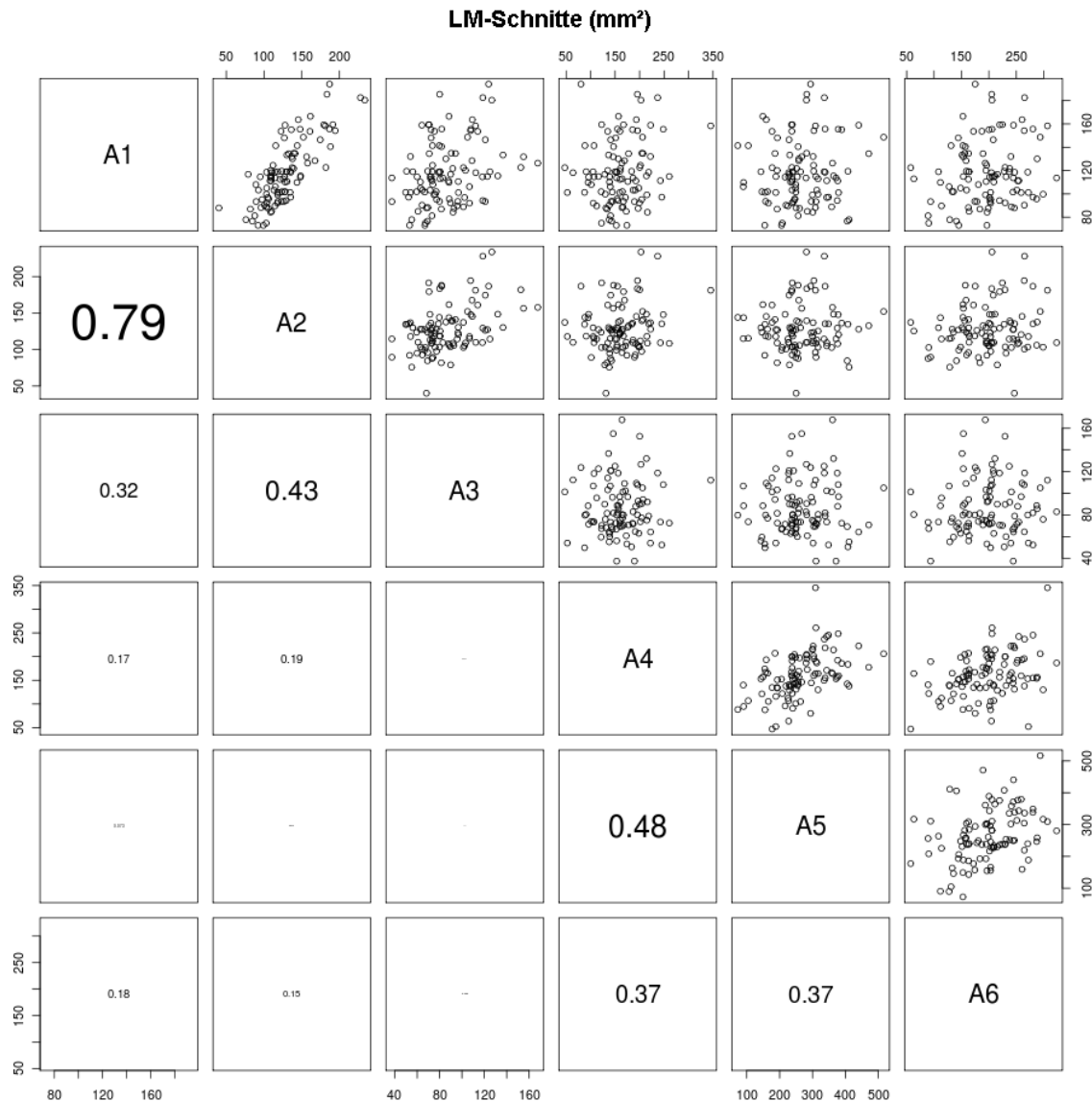


Abb. 17 Scatterplot-Darstellung der Flächenkorrelation der LM-Schnitte

Die Diagonale bezeichnet die entsprechenden Schnittflächen. Oberhalb findet sich die graphische Darstellung der Korrelation in Form von Streudiagrammen, unterhalb findet sich die Korrelation in numerischer Darstellung. Es gilt: A1: LM-OE; A2: LM-OI; A3: LM-IN; A4: Ca; A5: MR; A6: Cp

Bei den LM-Schnitten wiesen die Flächen A1 und A2 entsprechend dem LM Ostium externum und dem LM Ostium internum die deutlichste Korrelation (79%) auf (Abb. 17).

3.1.2 Mittelwerte, Standardabweichungen und Median der hydraulischen Durchmesser

Aus der Berechnung der hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte sowie der LM-Schnitte ergeben sich die in Tabelle 14 aufgeführten Mittelwerte und die dazugehörigen Standardabweichungen. In Abbildung 18 sind die hydraulischen Durchmesser sowohl der Spezialschnitte als auch der LM-Schnitte in Form von Boxplots einander gegenüber gestellt.

Tab. 14 Mittelwerte und Standardabweichungen der hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte und LM-Schnitte

Schnittebene	d_h (mm)	Abb. Ya	Abb. Yb
Ostium externum	10.7 ± 1.4	d1	
Ostium internum	10.6 ± 1.5	d2	
Isthmus nasi	8.6 ± 1.6	d3	
LM Ostium externum	11.4 ± 1.3		d1
LM Ostium internum	10.5 ± 1.5		d2
LM Isthmus nasi	9.4 ± 1.6		d3
Cavum anterior	6.7 ± 1.7	d4	d4
Muschelregion	6.0 ± 1.6	d5	d5
Cavum posterior	10.4 ± 3.8	d6	d6

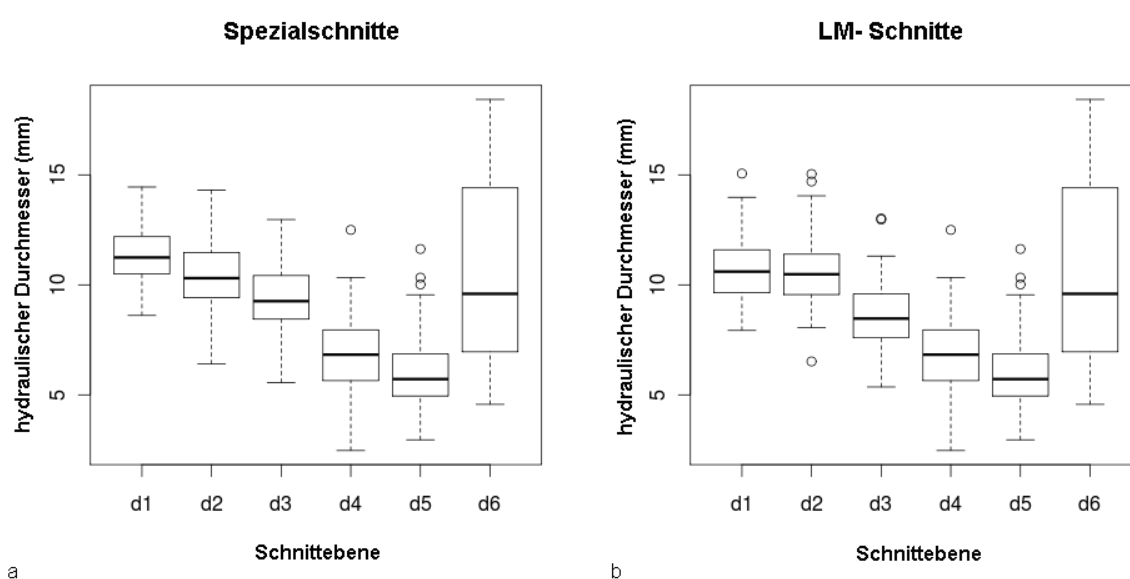


Abb. 18 Boxplot-Darstellung der hydraulischen Durchmesser der **Spezialschnitte (a)** bzw. der **LM-Schnitte (b)**. Es gilt: d1: (LM)-OE; d2: (LM)-OI; d3: (LM)-IN; d4: Ca; d5: MR; d6: Cp

3.2 Multilineare Regression

3.2.1 Multilineare Regression der Spezialschnitte

Mit diesem Modell wird die multilineare Regression für die Strukturelemente der Spezialschnitte durchgeführt. Entsprechend des Rechenmodells werden die Residuen schrittweise berechnet und nicht-signifikante Parameter aus dem Modell entfernt.

3.2.1.1 Multilineare Regression für die Flächen der Spezialschnitte

Für die Flächen der Spezialschnitte gilt:

ζ_1	Ostium externum
ζ_2	Ostium internum
ζ_3	Isthmus nasi
ζ_4	Cavum anterior
ζ_5	Muschelregion
ζ_6	Cavum posterior

Die Tabellen 15-18 zeigen die schrittweise Berechnung für die Modellparameter der Residuen der Flächen der Spezialschnitte. Berechnet werden die Signifikanz sowie der Standardfehler der Residuen (S_D). Für die Wahrscheinlichkeit der globalen Nullhypothese (p_0) wird vorausgesetzt, dass sämtliche Nullhypothesen gleichzeitig richtig seien.

Tabb. 15-18 Schrittweise Berechnung der Residuen für die Flächen der Modellparameter der Spezialschnitte

Tab. 15 Schritt 1: Regression mit allen Modellparametern

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_1	0.03 ± 1.24	$p = 0.980$
ζ_2	0.54 ± 0.58	$p = 0.355$
ζ_3	0.24 ± 0.54	$p = 0.652$
ζ_4	1.40 ± 0.60	$p = 0.022$
ζ_5	2.73 ± 1.25	$p = 0.032$
ζ_6	-1.44 ± 0.90	$p = 0.112$
$S_D = 3.21 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 2.5 \times 10^{-5}$		

Tab. 16 Schritt 2: Regression mit allen Modellparametern ohne Ausreißer (61, 90)

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_1	-1.33 ± 0.58	$p = 0.024$
ζ_2	0.56 ± 0.27	$p = 0.039$
ζ_3	0.42 ± 0.25	$p = 0.100$
ζ_4	1.34 ± 0.28	$p < 0.001$
ζ_5	2.77 ± 0.58	$p < 0.001$
ζ_6	-0.89 ± 0.42	$p = 0.036$
$S_D = 1.49 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 2.1 \times 10^{-15}$		

Tab. 17 Schritt 3: Die signifikanten Parameter ζ_1 und ζ_6 werden negativ und aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_2	0.35 ± 0.27	$p = 0.196$
ζ_3	0.01 ± 0.22	$p = 0.978$
ζ_4	0.89 ± 0.25	$p < 0.001$
ζ_5	2.44 ± 0.60	$p < 0.001$
$S_D = 1.56 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 1.8 \times 10^{-14}$		

Tab. 18 Schritt 4: Die nicht signifikanten Parameter ζ_2 und ζ_3 werden aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_4	1.05 ± 0.23	$p < 0.001$
ζ_5	2.71 ± 0.57	$p < 0.001$
$S_D = 1.58 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 2.1 \times 10^{-15}$		

Für die Residuen der Modellparameter ζ_4 und ζ_5 , entsprechend der Flächen des Cavum anterior und der Muschelregion zeigt sich eine starke Signifikanz.

3.2.1.2 Multilineare Regression der hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte

Für die hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte gilt:

λ_1	Ostium externum
λ_2	Ostium internum
λ_3	Isthmus nasi
λ_4	Cavum anterior
λ_5	Muschelregion
λ_6	Cavum posterior

Die Tabellen 19-22 zeigen die schrittweise Berechnung für die Modellparameter der Residuen der hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte. Da die Abstände l_i zwischen den Schnittflächen nicht experimentell bestimmt wurden, lässt sich durch die Regressionsanalyse nur das Produkt $l_i \lambda_i$ als Modellparameter bestimmen. Auch hier werden Signifikanz und Standardfehler der Residuen (S_D) berechnet. Für die Wahrscheinlichkeit der globalen Nullhypothese wird ebenfalls vorausgesetzt, dass sämtliche Nullhypothesen gleichzeitig richtig seien.

Tabb. 19-22 Schrittweise Berechnung der Residuen für die hydraulischen Durchmesser der Modellparameter der Spezialschnitte

Tab. 19 Schritt 1: Regression mit allen Modellparametern

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_1 \lambda_1$	0.01 ± 0.01	$p = 0.538$
$l_2 \lambda_2$	$(3.2 \pm 3.6) \times 10^{-3}$	$p = 0.389$
$l_3 \lambda_3$	$(2.4 \pm 3.1) \times 10^{-3}$	$p = 0.437$
$l_4 \lambda_4$	$(4.2 \pm 1.6) \times 10^{-3}$	$p < 0.011$
$l_5 \lambda_5$	$(10 \pm 3.9) \times 10^{-3}$	$p < 0.013$
$l_6 \lambda_6$	$(-10 \pm 4.6) \times 10^{-3}$	$p = 0.137$
$S_D = 3.20 \times 10^{-8} \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 1.4 \times 10^{-5}$		

Tab. 20 Schritt 2: Regression mit allen Modellparametern ohne Ausreißer (61, 90)

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_1\lambda_1$	$(-4.6 \pm 4.4) \times 10^{-3}$	$p = 0.298$
$l_2\lambda_2$	$(3.7 \pm 1.6) \times 10^{-3}$	$p = 0.026$
$l_3\lambda_3$	$(2.6 \pm 1.4) \times 10^{-3}$	$p = 0.057$
$l_4\lambda_4$	$(4.1 \pm 7.2) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 1.7) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
$l_6\lambda_6$	$(-4.2 \pm 2.0) \times 10^{-3}$	$p = 0.040$
<hr/>		
$S_D = 1.43 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Tab. 21 Schritt 3: Die signifikanten Parameter $l_1\lambda_1$ und $l_6\lambda_6$ werden negativ und aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_2\lambda_2$	$(3.1 \pm 1.5) \times 10^{-3}$	$p = 0.048$
$l_3\lambda_3$	$(1.2 \pm 1.2) \times 10^{-3}$	$p = 0.329$
$l_4\lambda_4$	$(32 \pm 6.6) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(0.01 \pm 1.7) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.46 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Tab. 22 Schritt 4: Der nicht signifikante Parameter $l_3\lambda_3$ wird aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_2\lambda_2$	$(4.1 \pm 1.2) \times 10^{-3}$	$p = 0.001$
$l_4\lambda_4$	$(33 \pm 6.5) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 1.7) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.46 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Durch Einbeziehung der hydraulischen Durchmesser in die Berechnungen der Residuen kann erneut eine starke Signifikanz für die Modellparameter $l_4\lambda_4$ und $l_5\lambda_5$ nachgewiesen werden. Zudem kann eine deutliche Signifikanz für den Modellparameter $l_2\lambda_2$, entsprechend des hydraulischen Durchmessers des Ostium internum festgestellt werden.

Aufgrund der im Scatterplot nachgewiesenen Korrelation der Flächen A_2 , entsprechend dem Modellparameter $l_2\lambda_2$, und A_3 , entsprechend dem Modellparameter $l_3\lambda_3$, (77%, Abb. 16), wird in Schritt fünf auf eine mögliche Signifikanz des Modellparameters $l_3\lambda_3$ durch Substitution des Modellparameters $l_2\lambda_2$ geprüft (Tab. 23).

Tab. 23 Bestimmung der Signifikanz des hydraulischen Durchmessers für den Modellparameter $l_3\lambda_3$ durch Substitution des Modellparameters $l_2\lambda_2$

Schritt 5: Parameter $l_2\lambda_2$ wird aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_3\lambda_3$	$(28 \pm 9.4) \times 10^{-4}$	$p = 0.004$
$l_4\lambda_4$	$(33 \pm 6.7) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 1.8) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.48 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Durch Minimierung der Fehlerquadratsumme der Residuen $e = y - f(\lambda_1, \dots, \lambda_6)$ ergibt sich für die Funktion der Residuen $f(\lambda_1, \dots, \lambda_6) > y$. Der Medianwert der Residuen zeigt in nahezu 70% der Fälle ein negatives Ergebnis, wie in der kumulativen Verteilungskurve graphisch dargestellt ist (Abb. 19). Folglich liegt in der Mehrzahl der Fälle die mit der Regressionsfunktion berechnete Flussrate unterhalb des rhinomanometrisch ermittelten Volumenflusses.

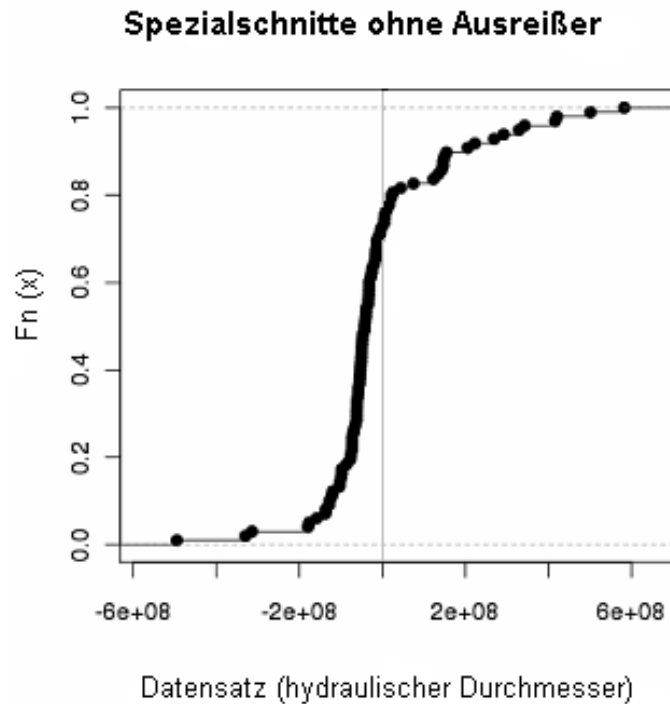


Abb. 19 Kumulative Verteilung der Residuen der multilineareren Regressionsanalyse der hydraulischen Durchmesser der Spezielschnitte. Auf der x-Achse ist der Zahlenwert des Residuums des einzelnen Datensatzes aufgetragen, auf der y-Achse der Wert der kumulativen Verteilungsfunktion.

3.2.2 Multilineare Regression der LM-Schnitte

In diesem Modell erfolgt die Durchführung der multilineareren Regressionsanalyse für die Funktionselemente der LM-Schnitte. Dem Rechenmodell entsprechend werden auch in diesem Modell die Residuen schrittweise berechnet und nicht-signifikante Parameter aus dem Modell entfernt.

3.2.2.1 Multilineare Regression für die Flächen der LM-Schnitte

Für die Flächen der LM-Schnitte gilt:

ζ_1	LM Ostium externum
ζ_2	LM Ostium internum
ζ_3	LM Isthmus nasi
ζ_4	Cavum anterior
ζ_5	Muschelregion
ζ_6	Cavum posterior

In den Tabellen 24-27 ist die schrittweise Berechnung für die Modellparameter der Residuen der Flächen der LM-Schnitte dargestellt. Berechnet werden die Signifikanz sowie der Standardfehler der Residuen (S_D). Auch in diesem Modell wird für die globale Nullhypothese vorausgesetzt, dass sämtliche Nullhypothesen zugleich richtig seien.

Tabb. 24-27 Schrittweise Berechnung der Residuen für die Flächen der Modellparameter der LM-Schnitte

Tab 24 Schritt 1: Regression mit allen Modellparametern

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_1	-0.18 ± 0.84	$p = 0.829$
ζ_2	0.60 ± 5.8	$p = 0.299$
ζ_3	0.33 ± 2.8	$p = 0.241$
ζ_4	1.28 ± 5.9	$p = 0.033$
ζ_5	2.59 ± 2.4	$p = 0.039$
ζ_6	-1.46 ± 8.9	$p = 0.103$
$S_D = 3.19 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 1.03 \times 10^{-5}$		

Tab 25 Schritt 2: Regression mit allen Modellparametern ohne Ausreißer (61, 90)

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_1	-0.91 ± 0.39	$p = 0.022$
ζ_2	0.76 ± 0.27	$p = 0.005$
ζ_3	0.26 ± 0.13	$p = 0.051$
ζ_4	1.21 ± 0.27	$p < 0.001$
ζ_5	2.73 ± 0.57	$p < 0.001$
ζ_6	-0.82 ± 0.41	$p = 0.049$
$S_D = 1.47 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 9.3 \times 10^{-16}$		

Tab 26 Schritt 3: Die signifikanten Parameter ζ_1 und ζ_6 werden negativ und aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_2	0.36 ± 0.23	$p = 0.118$
ζ_3	0.05 ± 0.12	$p = 0.679$
ζ_4	0.84 ± 0.25	$p = 0.001$
ζ_5	2.36 ± 0.59	$p < 0.000$
<hr/>		
$S_D = 1.55 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 9.8 \times 10^{-15}$		

Tab 27 Schritt 4: Die nicht signifikanten Parameter ζ_2 und ζ_3 werden aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
ζ_4	1.05 ± 0.23	$p < 0.001$
ζ_5	2.71 ± 0.57	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.58 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 2.1 \times 10^{-15}$		

Wie in Modell 1 kann für die Residuen der Modellparameter ζ_4 und ζ_5 entsprechend der Flächen des Cavum anterior und der Muschelregion eine starke Signifikanz festgestellt werden.

3.2.2.2 Multilineare Regression der hydraulischen Durchmesser der LM-Schnitte

Für die hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte gilt:

λ_1	LM Ostium externum
λ_2	LM Ostium internum
λ_3	LM Isthmus nasi
λ_4	Cavum anterior
λ_5	Muschelregion
λ_6	Cavum posterior

In den Tabellen 28-31 wird die schrittweise Berechnung der Modellparameter der Residuen der hydraulischen Durchmesser für die LM-Schnitte dargelegt. Es werden ebenfalls die Signifikanz und der Standardfehler der Residuen (S_D) berechnet. Auch

in diesem Fall wird die globale Nullhypothese, dass sämtliche Nullhypothesen gleichzeitig richtig seien, als gegeben vorausgesetzt.

Tabb. 28-31 Schrittweise Berechnung der Residuen für die hydraulischen Durchmesser der Modellparameter der LM-Schnitte

Tab 28 Schritt 1: Regression mit allen Modellparametern

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_1\lambda_1$	$(2.4 \pm 1.0) \times 10^{-3}$	$p = 0.694$
$l_2\lambda_2$	$(3.9 \pm 3.7) \times 10^{-3}$	$p = 0.295$
$l_3\lambda_3$	$(2.1 \pm 1.5) \times 10^{-3}$	$p = 0.175$
$l_4\lambda_4$	$(3.9 \pm 1.6) \times 10^{-3}$	$p = 0.015$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 3.8) \times 10^{-3}$	$p = 0.016$
$l_6\lambda_6$	$(-10 \pm 4.5) \times 10^{-3}$	$p = 0.133$
<hr/>		
$S_D = 3.20 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = 5.1 \times 10^{-6}$		

Tab 29 Schritt 2: Regression mit allen Modellparameter ohne Ausreißer (61, 90)

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_1\lambda_1$	$(-3.6 \pm 2.7) \times 10^{-3}$	$p = 0.188$
$l_2\lambda_2$	$(5.0 \pm 1.6) \times 10^{-3}$	$p = 0.003$
$l_3\lambda_3$	$(16 \pm 6.7) \times 10^{-4}$	$p = 0.023$
$l_4\lambda_4$	$(38 \pm 7.1) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(9.8 \pm 1.7) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
$l_6\lambda_6$	$(-3.7 \pm 2.0) \times 10^{-3}$	$p = 0.068$
<hr/>		
$S_D = 1.41 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Tab 30 Schritt 3: Die signifikanten Parameter $l_1\lambda_1$ und $l_6\lambda_6$ werden negativ und aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_2\lambda_2$	$(3.6 \pm 1.4) \times 10^{-3}$	$p = 0.013$
$l_3\lambda_3$	$(8.5 \pm 6.0) \times 10^{-4}$	$p = 0.159$
$l_4\lambda_4$	$(31 \pm 6.6) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 1.7) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.44 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Tab 31 Schritt 4: Der nicht signifikante Parameter $l_3\lambda_3$ wird aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_2\lambda_2$	$(4.6 \pm 1.2) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
$l_4\lambda_4$	$(32 \pm 6.4) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 1.6) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.45 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Auch unter Einbeziehung der hydraulischen Durchmesser der LM-Schnitte in die Berechnungen der Residuen zeigt sich eine starke Signifikanz für die Modellparameter $l_4\lambda_4$ und $l_5\lambda_5$. Darüber hinaus zeigt auch der Modellparameter λ_2 entsprechend dem hydraulischen Durchmesser des LM Ostium internum, eine deutliche Signifikanz. Wie bereits im Modell der Spezialschnitte wird aufgrund der im Scatterplot ermittelten Korrelation der Flächen A2, entsprechend dem Modellparameter $l_2\lambda_2$, und A3, entsprechend dem Modellparameter $l_3\lambda_3$ (43%, Abb. 17), im fünften Schritt auf eine mögliche Signifikanz des Modellparameters $l_3\lambda_3$ durch Substitution des Modellparameters $l_2\lambda_2$ geprüft (Tab. 32).

Tab. 32 Bestimmung der Signifikanz des hydraulischen Durchmessers für den Modellparameter $l_3\lambda_3$ durch Substitution des Modellparameters $l_2\lambda_2$

Schritt 5: Parameter $l_2\lambda_2$ wird aus dem Modell entfernt

Variable	Erwartungswert (m)	Signifikanz
$l_3\lambda_3$	$(15 \pm 5.4) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_4\lambda_4$	$(32 \pm 6.7) \times 10^{-4}$	$p < 0.001$
$l_5\lambda_5$	$(10 \pm 1.7) \times 10^{-3}$	$p < 0.001$
<hr/>		
$S_D = 1.48 \times 10^8 \text{ m}^{-4}$		
$p_0 = < 2.2 \times 10^{-16}$		

Auch in diesem Modell ergibt sich durch Minimierung der Fehlerquadratsumme der Residuen für die Funktion der Residuen $f(\lambda_1, \dots, \lambda_6) > y$. Wie die kumulative Verteilungskurve zeigt (Abb. 20), liegen auch in diesem Modell mehr als 70% der berechneten Flussraten unterhalb der rhinomanometrischen Messwerte.

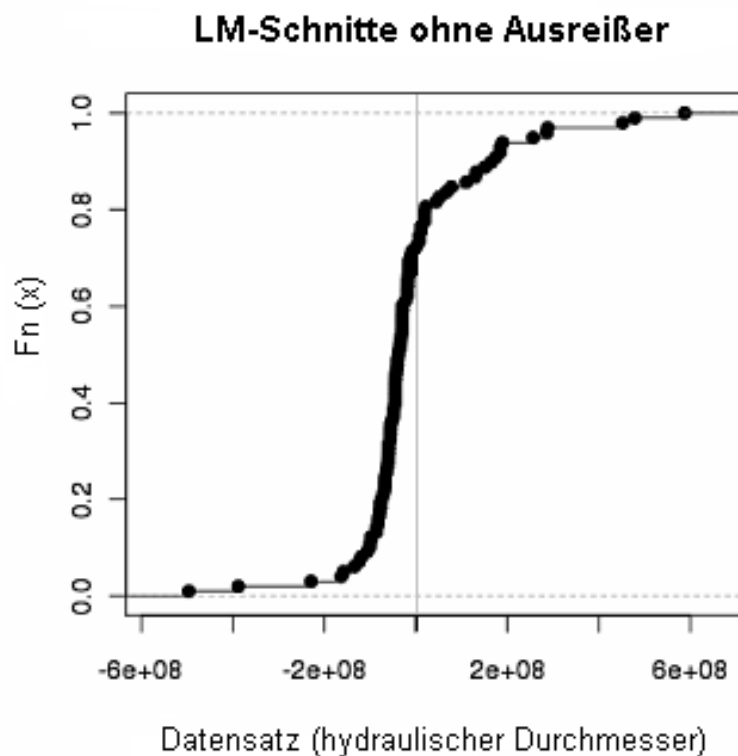


Abb. 20 Kumulative Verteilung der Residuen der multilineareren Regressionsanalyse der hydraulischen Durchmesser der LM-Schnitte. Auf der x-Achse ist der Zahlenwert des Residuums des einzelnen Datensatzes aufgetragen, auf der y-Achse der Wert der kumulativen Verteilungsfunktion

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse der 50 Patientendaten, deren Werte in diese Untersuchung einbezogen wurden, zeigen, dass die mit Hilfe der CT-Rhinometrie ermittelten Werte nur ungenau die entsprechenden rhinomanometrischen Messergebnisse wiedergeben. So wiesen die Regressionswerte sowohl der Flächen als auch der hydraulischen Durchmesser in mehr als 70% einen negativen Erwartungswert auf. In diesem Zusammenhang schätzen die Werte der CT-Rhinometrie die Werte der Rhinomanometrie durchschnittlich als zu klein. Der relative Fehler lag dabei bei 40%.

4 Diskussion

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Frage, ob es möglich ist, anhand CT-basierter, anatomischer Daten und rhinomanometrischer Messwerte ein strömungsphysikalisch basiertes Modell zur Berechnung des nasalen Strömungswiderstandes zu entwickeln, um so durch eine genaue Analyse des Ausmaßes und der Lokalisation morphologischer Abweichungen die tatsächliche Ursache einer nasalen Obstruktion durch Berechnung des nasalen Strömungswiderstandes zu bestimmen. In diesem Sinn könnte die CT-Rhinometrie die Möglichkeit einer 'nicht-invasiven' Beurteilung des Strömungswiderstandes der Nase auch am Tier bieten. Im Verlauf der Studie zeigte sich, dass die mit Hilfe der CT-Rhinometrie ermittelten Werte die rhinomanometrischen Messwerte jedoch durchschnittlich als zu klein wiedergaben.

Das aus dem Vestibulum und Cavum nasi bestehende Nasenhöhlensystem ist der erste Abschnitt eines funktionell bedeutsamen und aus strömungstechnischer Sicht komplexen hinter- und nebeneinander geschalteten Röhrensystems (Bachmann, 2003; Montgomery *et al.*, 1979; Nolte *et al.*, 1967). Als solches hat es einen wesentlichen Anteil an der Erzeugung und Aufrechterhaltung des für die physiologischen Respirationsabläufe erforderlichen Strömungswiderstandes (Ishikawa *et al.*, 2006). Aufgrund des komplexen Aufbaus und der nur schweren Zugänglichkeit des Nasen- und Nasennebenhöhlensystems sind sowohl Bestimmung als auch Bewertung widerstandserhöhender Faktoren begrenzt (Dastidar *et al.*, 1999; Doruk *et al.*, 2002; Elad *et al.*, 1993; Howard *et al.*, 2002; Kelly *et al.*, 2000; Simmen *et al.*, 1999). So können die heute zur Verfügung stehenden Methoden der rhinologischen Funktionsdiagnostik die komplexen Vorgänge der Nasenatmung noch immer nicht ausreichend erfassen (Mlynski und Beule, 2007; Montgomery *et al.*, 1979; Müller-Wittig *et al.*, 2002; Zacek, 2000; Zambetti *et al.*, 2001). Um zusätzliche Einblicke in die Physiologie und Pathophysiologie der Nasenatmung zu gewinnen, sind daher weiterführende diagnostische Verfahren erforderlich (Weinhold und Mlynski, 2004).

Die CT liefert dabei mögliche Ansätze, um zusätzliche Erkenntnisse über die respiratorischen Abläufe des Nasenhöhlensystems zu erhalten (Carter *et al.*, 1983;

Dastidar *et al.*, 1999). So gibt sie beispielsweise Hinweise auf die Art und das Ausmaß einer Sinusitis sowie das Vorliegen invasiver Prozesse und wird als solche in der radiologischen Diagnostik des Nasen- und Nasennebenhöhlensystems heute standardmäßig eingesetzt (Beule, 2010; Kösling und Bootz, 2010; Carter *et al.*, 1983; Hanke *et al.*, 2001; Zinreich *et al.*, 1987).

In diesem Zusammenhang gewinnt die CT als hochauflösendes bildgebendes Verfahren auch in der Veterinärmedizin zunehmend an Bedeutung. So entwickelten Oechtering *et al.* 2004 basierend auf den CT-Daten brachycephaler Rassen das Verfahren der LATE-Technik (Laser-Assistierte-TurbinEktomie). Diese Technik ermöglicht es mithilfe eines Diodenlasers hyperplastisches Muschelmateriale unter geringem invasiven Vorgehen zu resizieren (Oechtering *et al.*, 2005) und damit das Ausmaß des für diese Rasse typischen Brachycephalen AtemnotSyndrom (BAS) zu verringern (Hübner *et al.*, 2007; Oechtering, 2006).

4.1 Flächen und hydraulischen Durchmesser im Literaturvergleich

Im Vergleich wiesen sowohl die Mittelwerte der CT-rhinometrisch bestimmten Flächen der Spezialschnitte als auch die der LM-Schnitte eine deutliche Korrelation zu den von Bachmann (2008) und Lang *et al.* (2003) beschriebenen Angaben auf. So zeigte sich eine entsprechende Abnahme der Querschnittsflächen im Bereich zwischen dem Ostium externum (Naris) und dem Isthmus nasi. Dieses spiegelt die geringe strömungsdynamische Ventilfunktion wider, die dem Vestibulum zugeordnet wird (Mlynski, 2000). Als solches gewährleistet das Vestibulum die Stabilisierung der laminaren Strömungsanteile des inspiratorischen 'Flows', so dass dieser den Isthmus nasi bestmöglich durchströmen kann (Mlynski, 2000; Mlynski *et al.*, 2001; Zacek, 2000). Der Isthmus nasi stellt die engste Stelle des Nasenkanals dar. In diesem Zusammenhang gilt er unter physiologischen Voraussetzungen als das den Strömungswiderstand limitierende Funktionselement des Nasenhöhlensystem, in dem mehr als die Hälfte des nasalen Strömungswiderstandes entsteht (Mlynski, 2000; Mlynski *et al.*, 2001; Zacek, 2000). Für den Bereich des vorderen Cavums zeigte sich erwartungsgemäß eine Zunahme der Querschnittsflächen (Kelly *et al.*, 2000). Dies bestätigt die für die Turbulenzentstehung und -regulierung entscheidende Funktion eines Diffusors, die dem Cavum anterior zugeschrieben wird (Bachmann, 2003; Clement und Gordts, 2005; Lang *et al.*, 2003; Mlynski, 2005). Die

Muschelregion weist den größten Durchmesser auf, was anhand der ermittelten Flächenwerte entsprechend nachvollzogen werden kann (Montgomery *et al.*, 1979). Sie besitzt einen im Verhältnis zu ihrem Querschnitt großen Umfang und stellt den eigentlichen Funktionsbereich dar, in dem das Anwärmen, das Anfeuchten und die Säuberung der Atemluft erfolgt (Elad *et al.*, 1993; Keck und Lindemann, 2010; Kelly *et al.*, 2000; Montgomery *et al.*, 1979; Zaho *et al.*, 2004). Der hintere Abschnitt des Cavum wies im Bereich zwischen der Muschelregion und den Choanen definitionsgemäß einen abnehmenden Querschnitt auf. Dies entspricht den Literaturangaben, in denen dem Cavum posterior ebenfalls eine Ventilfunktion zugeschrieben wird (Zacek, 2000).

Die Betrachtung der Mittelwerte der hydraulischen Durchmesser zeigte entsprechend ihrer physikalischen Definition ein zu den Flächenwerten proportionales Verhältnis. Insgesamt konnte somit eine zu den Literaturangaben gute Reproduzierbarkeit der mithilfe der CT-Rhinometrie ermittelten Werte sowohl für die Flächen als auch für die hydraulischen Durchmesser nachgewiesen werden.

Im Vergleich der Mittelwerte der Flächen und hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte und der LM-Schnitte ließ sich ein zueinander proportionales Verhältnis feststellen. Im Gegensatz zu den Spezialschnitten waren jedoch sowohl die Flächen als auch die hydraulischen Durchmesser der LM-Schnitte insgesamt größer. Daraus kann geschlossen werden, dass die mithilfe der LM definierten Schnittebenen die Funktionselemente im Vergleich zu den Spezialschnitten nur annähernd genau darzustellen vermögen. Für eine präzisere Datenerhebung wäre entsprechend das Verfahren der Festlegung der Schnittebenen anhand der anatomischen Strukturen der Nasenhöhle dem Verfahren der LM vorzuziehen.

In ähnlicher Weise lässt sich das Nasenhöhlensystem am Tier in entsprechende Funktionsabschnitte gliedern. So bildet das Vestibulum nasi den rostralen Anteil der Nasenhöhle, während das Cavum nasi die Conchen beinhaltet. Das hintere Cavum posterior verbindet mit dem Meatus nasopharyngis die Nasenhöhle mit dem Nasenrachen (Hüber, 2009). Die den beim Menschen dem Vestibulum zugeordneten Funktionselemente des Ostium internum bzw. des Isthmus nasi lassen sich am Tier jedoch nicht differenzieren. Untersuchungen über den Einfluss der einzelnen Funktionsabschnitte auf das Strömungsverhalten und den Strömungsverlauf wurden für das Nasenhöhlensystem am Tier nach Kenntnis der Autorin jedoch noch nicht durchgeführt.

4.2 Vergleich der CT-Rhinometrie mit der Rhinomanometrie

In der rhinologischen Funktionsdiagnostik stellen der Strömungswiderstand und der entsprechende Atemvolumenstrom die für die Beurteilung der respiratorischen Funktion der Nase entscheidenden Messparameter dar (Bachmann, 1982; Bachmann und Bachert, 1984; Damm *et al.*, 1995; Eichler, 1988; Grützenmacher *et al.*, 2003a; Hirschberg, 2006; Mlynski *et al.*, 2000; Nathan *et al.*, 2008; Schumacher, 2002). Dabei haben Form und Beschaffenheit des Nasenkanals einen wesentlichen Einfluss auf die Höhe des intranasalen Strömungswiderstandes (Elad *et al.*, 1993; Ishikawa *et al.*, 2006). Die Weite des Nasenkanals und das Widerstandsverhalten des Atemvolumenstroms stehen miteinander in enger Wechselbeziehung (Malm, 1997; Numen *et al.*, 2004; Zambetti *et al.*, 2001; Zaho *et al.*, 2004). In diesem Zusammenhang wiesen Zaho *et al.* (2004) darauf hin, dass Unterschiede der anatomischen Strukturen des Nasenhöhlensystems und bereits der Funktionszustand des nasalen Schwellgewebes einen Einfluss auf das Widerstandsverhalten zeigen. Dabei verhält sich der Strömungswiderstand nach dem Poiseuille'schen Gesetzes in laminaren Strömungen umgekehrt proportional zur vierten bzw. in turbulenten Strömungen zur fünften Potenz des Durchmessers (Bachmann, 2003; Mlynski und Beule, 2007; Mlynski *et al.*, 2000; Numen *et al.*, 2004). Entsprechend haben bereits geringe Änderungen der Weite des nasalen Strömungskanal einen deutlichen Einfluss auf die Durchgängigkeit und damit auf den Strömungswiderstand des respiratorischen Volumenstroms (Mlynski und Beule, 2007; Mlynski *et al.*, 2000; Numen *et al.*, 2004; Zacek, 2000; Zaho *et al.*, 2004). In diesem Zusammenhang muss infolge einer Obstruktion der oberen Atemwege ein deutlich größerer inspiratorischer Druck aufgebaut werden, um eine ausreichende Sauerstoffversorgung zu erzielen.

Entsprechende Stenosierungen des Nasenkanals findet man insbesondere bei brachycephalen Rassen. Aufgrund des verkürzten Längenwachstums der Nase und der damit einhergehenden Verkleinerung des Nasenhöhlenvolumens kommt es zu einem Fehlwachstum der Conchae (Koch *et al.*, 2003; Oechtering *et al.*, 2008). Diese wölben sich entweder als rostrale aberrante Conche (RAC) in die Nasengänge vor oder liegen als kaudale aberrante Conche (CAC) im Nasenrachengang (Oechtering *et al.*, 2007; Hueber *et al.*, 2007). In Kombination mit einer phänotypischen

Verengung der Nares, einem verlängerten Gaumensegels und einem Hervortreten der Kehlkopftaschen, kommt es zu einem Komplex von Atemstörungen, welche als brachyzephales Atemnotsyndrom (BAS) bezeichnet wird (Oechtering et al., 2007; Riecks et al., 2007). Betroffene Rassen sind u. a. Mops, Boxer und Bulldoggen sowie Perser- und exotische Kurzhaarkatzen.

4.2.1 Korrelation der Flächen mit den Ergebnissen der RMM

Die größte Korrelation zwischen den Werten der CT-Rhinometrie und den rhinomanometrischen Messergebnissen zeigte sich sowohl für die Funktionselemente des Cavum anterior und der Muschelregion der Spezialschnitte, als auch für die der LM-Schnitte. Charakteristisch für diese Funktionsabschnitte ist ihre mit Schleimhaut überzogene Oberfläche (Clement und Gordts, 2005; Egbert et al., 2003). Hierbei hat der Grad der Schleimhautschwellung einen wesentlichen Einfluss auf die Ergebnisse der rhinologischen Funktionsdiagnostik (Grützenmacher et al., 2003b; Hagemann et al., 2002). Der Schwellungszustand der Nasenschleimhäute stellt jedoch keine feste Größe dar (Bachmann, 2003; Nathan et al., 2008). Vielmehr weist er eine wechselseitige, alternierende Kongestion und Dekongestion auf, die erstmals von Kayser (1895) als Nasenzyklus beschrieben wurde. Hierbei wird zwischen einer Arbeitsphase, die der Aufrechterhaltung der nasalen Funktion dient, und einer Ruhephase, in der regenerative Prozesse der Nasenschleimhaut stattfinden, unterschieden. Infolge der maximal abgeschwollenen Schleimhäute ist der Strömungswiderstand in der Arbeitsphase – bei gleichzeitig hohem Strömungsvolumen – verhältnismäßig gering. Demgegenüber findet man in der Ruhephase eine starke Kongestion der Nasenschleimhäute, die zu einer schlitzförmigen Verengung der Nasengänge führt. Aufgrund des geringen Lumens ist der Strömungswiderstand in dieser Zyklusphase bei geringem Strömungsvolumen stark erhöht (Beule, 2010; Grützenmacher et al., 2005; Lang et al., 2003; Mlynski, 2000; Zacek, 2000). Während die Dauer der einzelnen Phasen 1,6 bis 10 Stunden betragen kann, erfolgt der Wechsel zwischen den Phasen innerhalb weniger Minuten (Clement und Gordts, 2005; Beule, 2010; Eccles, 1996; Flanagan und Eccles, 1997; Hanke et al., 2001; Kern und Arbour, 1976).

Auch am Tier konnten derartige zyklische Schwankungen des transnasalen Strömungswiderstandes beobachtet werden (Bojsen-Moller und Fahrenkrug, 1971;

Eccles, 1978; Webber et al., 1987). Wie deutlich deren Ausprägungen sind und inwieweit sie sich auf das Strömungsverhalten auswirken wurde bisher jedoch noch nicht beschrieben.

Die in dieser Studie nachgewiesene deutliche Korrelation zwischen den Querschnittsflächen der Funktionselemente des Cavum anterior bzw. der Muschelregion lässt sich in diesem Zusammenhang möglicherweise aus der Versuchsanordnung erklären: So ist bekannt, dass die Körperhaltung beim Menschen einen Einfluss auf das nasale Widerstandsverhalten zeigt (Lal et al., 2006). Im Rahmen dieser Studie erfolgte die Durchführung der RMM am liegenden Patienten. Während das Blut dem Herzen in aufrechter Körperhaltung leichter zurückgeführt werden kann, kann es durch die liegende Positionierung zu einer Verzögerung des venösen Rückflusses gekommen sein. Die daraus resultierende Kongestion ist mit einer zunehmenden Anschwellung der Nasenschleimhäute verbunden, die mit dem Schwellungszustand der Nasenmuscheln während der Ruhephase des Nasenzyklus vergleichbar ist. Durch die zunehmende Verlegung des Nasenkanals kommt es zu einem Anstieg des Strömungswiderstandes beider Nasenhöhlen und infolgedessen zu einer Erhöhung des Gesamtwiderstandes.

Zudem können morphologische Abweichungen und pathologische Veränderungen die Durchgängigkeit der Nasenhöhlen beeinflusst haben. Als solche findet man sie im Allgemeinen im Bereich des vorderen Cavums und der Muschelregion (Jones et al., 1989; Zambetti et al., 2001). Hierzu gehören beispielsweise neben einer Polyposis nasi insbesondere Septumdeviationen, akute und chronische Rhinitiden sowie chronische Rhinosinusitiden (Dastidar et al., 1999; Egeli et al., 2004; Grützenmacher et al., 2003a; Mlynski et al., 1993; Rhee, 2005; Schumacher, 2002). Obwohl sie sich radiologisch gut darstellen lassen, müssen sie nicht notwendigerweise die Ursache einer nasalen Stenose darstellen. So passt sich das Septum bei der physiologischen Septumdeviation in einem asymmetrischen Schädel ein und teilt die Nase damit in zwei etwa gleich große Seiten (Mlynski und Beule, 2007). In diesem Zusammenhang führt eine chirurgische Begradigung nicht zu einem zufrieden stellenden klinischen Ergebnis. Vielmehr kann sie sogar eine Einschränkung der Nasenfunktion bis hin zum Auftreten einer sog. Sicca-Symptomatik mit trockenen Schleimhäuten und verstärkter Borkenbildung noch Jahre nach der Operation hervorrufen (Mlynski und Beule, 2007). Eine

computertomographische Beurteilung der morphologischen Strukturen führt daher nicht zwangsläufig zu der kausalen Ursache.

Die Flächenwerte der Funktionselemente des vorderen Einströmbereichs zeigten keine Korrelation zu den rhinomanometrischen Messwerten. Dies ist in sofern von Bedeutung, als dass diesem Funktionsabschnitt in der Literatur eine besondere Rolle für die Entstehung des Strömungswiderstandes zugeschrieben wird. Insbesondere der Isthmus nasi wird hierbei mehrfach als strömungslimitierender Einflussfaktor beschrieben (Bachmann und Legler, 1972; Haight und Cole, 1983; Keck und Lindemann, 2010; Mlynski, 2005; Plöntker *et al.*, 2004; Zambetti *et al.*, 2001).

Im Gegensatz zum Cavum anterior und der Muschelregion sind die Funktionselemente des vorderen Einströmbereichs nicht mit schwellfähigem Gewebe überzogen, so dass ihr Widerstandsverhalten nur indirekt vom Schwellungszustand der Nasenmuscheln beeinflusst wird (Clement und Gordts, 2005; Cole, 2003; Lang *et al.*, 2003; Schmääl und Deitmer, 1993). Vielmehr wird der Form- oder Skelettwiderstand dieses Funktionsabschnittes durch die knorpeligen und knöchernen Strukturen der Nase bestimmt (Bachmann, 2003). Darüber hinaus resultiert der Isthmuswiderstand als schnell regulierender Vorschaltwiderstand aus der flexiblen lateralen Seitenwand durch Tonisierung der nasalen Muskulatur. So kann es durch forcierte Inspiration infolge einer kurzfristigen Verlegung des Nasenkanals zu einer kompensatorischen Weitstellung des Isthmus nasi kommen (Bachmann, 2003; Bachmann und Legler, 1972). Durch eine erhöhte Schwellung der Schleimhäute im Bereich des Cavum anterior und der Muschelregion ist es jedoch möglich, dass es zu einer Überlagerung des Formwiderstandes des vorderen Einströmbereichs gekommen ist, die die nachgewiesene Korrelation erklären könnte.

In diesem Zusammenhang zeigten die Modellparameter des Ostium externum und des Cavum posterior in der Regressionsanalyse negative Erwartungswerte. Die Einflüsse dieser Funktionselemente auf den Strömungsverlauf scheinen daher nur von untergeordneter Bedeutung. So bilden sie die Naseneingangs- bzw. die Nasenausgangsregion und dienen als solche eher der Lenkung des Strömungsverlaufs (Mlynski *et al.*, 2001; Zacek, 2000). Die morphologische Beschaffenheit dieser funktionellen Strukturen scheint infolgedessen einen nur geringen Einfluss auf das Widerstandsverhalten des Nasenhöhlensystems zu besitzen (Cole, 2003; Egbert *et al.*, 2003; Zambetti *et al.*, 2001). Trotz der deutlichen Korrelation der ermittelten Werte für die Funktionsabschnitte des Cavum anterior und

der Muschelregion lagen mehr als 70% der ermittelten Residuen im negativen Bereich. Anhand dieses Ergebnisses ist anzunehmen, dass die mithilfe der CT-Rhinometrie ermittelten Werte die Messergebnisse der RMM deutlich geringer einschätzen.

4.2.2 Korrelation der hydraulischen Durchmesser mit den Ergebnissen der Rhinomanometrie

Bei der Auswertung der Korrelation zwischen den hydraulischen Durchmessern und den Messwerten der RMM zeigte sich ein Zusammenhang zwischen den Flächen der Funktionselemente und den Messwerten der RMM. Die Werte der hydraulischen Durchmesser wiesen dabei – wie in Abschnitt 4.1 beschrieben – ein zu den jeweiligen Flächen proportionales Signifikanzniveau auf. So konnte auch in diesem Regressionsmodell sowohl für die Spezialschnitte als auch für die LM-Schnitte eine deutliche Korrelation zu den funktionellen Strukturen des Cavum anterior und der Muschelregion festgestellt werden. Im Gegensatz zu dem Regressionsmodell der Flächen konnte allerdings für die hydraulischen Durchmesser eine zusätzliche Korrelation zu den Werten des jeweiligen Ostium internum der Spezial- bzw. der LM-Schnitte nachgewiesen werden.

In der Strömungstechnik gilt der hydraulische Durchmesser als übliches funktionelles Weitemaß zur Betrachtung nicht kreisförmiger Strömungskanäle (Lang et al., 2003; Mlynski und Löw, 1993). Als solcher ermöglicht er die Beurteilung, inwiefern ein unzureichender oder zu großer Durchmesser zu einer Funktionsminderung beiträgt (Eichler, 1988; Lang et al., 2003; Mlynski et al., 2000; Montgomery et al., 1979; Zacek, 2000). In diesem Zusammenhang stellt er ein geeignetes Maß zur quantitativen Bewertung der Schleimhautschwellung dar und ermöglicht so eine genaue Beurteilung des aktuellen Schwellungszustandes der Nasenmuscheln (Montgomery et al., 1979).

Als funktionelles Weitemaß erfasst der hydraulische Durchmesser den infolge strömungsbedingter Reibung erzeugten Energieverlust des inspiratorischen Volumenstroms (Mlynski und Beule, 2007). Reibung entsteht dabei insbesondere an Engstellungen im Verlaufe eines Kanals, da strömende Partikel in diesen Bereichen sowohl stärker aneinander als auch gegen die Wand des Strömungskanals gedrückt werden (Grützenmacher et al., 2006; Mlynski, 2000).

Die Entstehung des Strömungswiderstandes ist jedoch nicht allein vom Durchmesser des Strömungskanals abhängig (Mlynski und Löw, 1993; Montgomery *et al.*, 1979); vielmehr hat auch die Beschaffenheit der Wand des Strömungskanals einen Einfluss auf den Energieverlust. Infolge des besonderen Baus der lateralen Wand des Cavum nasi besitzt die Nase des Menschen im Bereich der Muschelregion einen im Verhältnis zu ihrer Querschnittsfläche großen Umfang (Montgomery *et al.*, 1979).

Die daraus resultierende starke Vergrößerung der nasalen Schleimhautoberfläche hat dabei beim Tier eine besondere Bedeutung. Während beim Menschen die olfaktorische und respiratorische Funktion der Nase im Vordergrund stehen, besitzt diese beim Tier zudem eine thermoregulierende Funktion (Kelly *et al.*, 2000; Oechtering und Nöller, 2008; Scott, 1953). Aufgrund fehlender Schweißdrüsen erfolgt die Wärmeabgabe insbesondere bei Hunden und Katzen vorwiegend über die nasalen Schleimhäute. Durch eine vermehrte Durchblutung des sog. ‚Rete mirabile‘ und einer erhöhten Sekretion der Nasendrüsen wird ein erheblicher adiabatischer Kühleffekt (Verdunstungskühlung) auf den Schleimhäuten der Tiere erzeugt (Krausz, 1977). Entscheidend hierbei ist ein möglichst geringer Strömungswiderstand bei möglichst hohen Strömungsvolumen, so dass es zu einem ausreichenden Kontakt der Atemluft mit den Nasenschleimhäuten kommen kann. Eine durch die Versuchsanordnung verursachte Schwellung der Nasenschleimhäute im Bereich der Conchae kann in diesem Zusammenhang zu einer vergleichbaren Obstruktion mit einem erhöhten Widerstandsverhalten beigetragen haben.

Im Vergleich zeigten die mithilfe der hydraulischen Durchmesser ermittelten Daten ein zu den korrespondierenden Flächen des Cavum anterior und der Muschelregion proportionales Verhältnis. Ebenso konnte für beide Regressionsmodelle ein entsprechendes Signifikanzniveau ermittelt werden. Allein das Modell der hydraulischen Durchmesser zeigte eine zusätzliche Übereinstimmung mit dem Funktionselement des Ostium internum.

Durch die Möglichkeit mithilfe des hydraulischen Durchmessers zusätzliche Aussagen über das Strömungsverhalten machen zu können und den reibungsbedingten Energieverlust entsprechend in die Berechnungen einzubeziehen, scheint dieser möglicherweise aussagekräftiger als die Flächenwerte allein. Dies würde die zusätzliche Korrelation der hydraulischen Durchmesser im Bereich der Ostia interna zu den Messwerten der RMM erklären.

Unter Berücksichtigung des geringeren Aufwandes zur Festlegung der Flächenwerte im Vergleich zur Berechnung des hydraulischen Durchmessers und der entsprechenden proportionalen Ergebnisse beider Modelle, wäre dem Modell der Flächen der Vorzug zu geben, zumal auch in diesem Regressionsmodell mehr als 70% der Residuen im negativen Bereich lagen. Somit ist auch für das Regressionsmodell der hydraulischen Durchmesser anzunehmen, dass die CT-rhinometrisch ermittelten Werte die Messergebnisse deutlich geringer einschätzen.

4.2.3 Korrelation des vorderen Einströmbereichs mit der Rhinomanometrie

Wie bereits beschrieben, konnte im Gegensatz zu dem Regressionsmodell der Flächen für das Regressionsmodell der hydraulischen Durchmesser eine zusätzliche Korrelation zwischen dem Funktionselement des Ostium internum bzw. des LM-Ostium internum zu den Messwerten der RMM nachgewiesen werden. Jedoch konnte auch in diesem Modell kein Zusammenhang zu dem als engstem und damit strömungslimitierendem Funktionselement beschriebenen Isthmus nasi festgestellt werden.

In der Humanmedizin ist es üblich, den einzelnen Nasenabschnitten – entsprechend ihres Einflusses auf das Strömungsverhalten des inspiratorischen Volumenstroms – verschiedene funktionelle Strukturelemente zuzuordnen. So wird dem vorderen Einströmbereich das Vestibulum nasi zugewiesen. Begrenzt durch das Ostium externum und das Ostium internum kann es deutlich vom eigentlichen Cavum nasi abgegrenzt werden (Bachmann und Legler, 1972). Aufgrund seines besonderen Baus wird dem Vestibulum die Funktion eines Krümmers zugeschrieben, der den inspiratorischen Luftstrom in das Cavum nasi leitet. Im Sinne einer Ventulfunktion verringert er zugleich das Ausmaß an Turbulenzen, so dass das inspiratorische Strömungsvolumen den Isthmus nasi – als strömungslimitierendes Funktionselement des Nasenkanals – bestmöglich passieren kann. In diesem Zusammenhang wiesen Mlynski *et al.* (2001) und Mlynski und Bachmann (2007) darauf hin, dass das Vestibulum und der Isthmus nasi eine für den Strömungsverlauf wichtige funktionelle Einheit darstellen. Eine derartige Abgrenzung und Funktion kann beim Tier nicht nachvollzogen werden. So ist der Übergang des Vestibulums in das Cavum nasi makroskopisch nicht nachvollziehbar. Aufgrund der fehlenden Struktur des Isthmus

nasi zieht man die Grenze im Bereich des Überganges zwischen Haut und Schleimhaut.

Ist das Vestibulum beim Menschen interindividuell vergleichbar aufgebaut, findet man am Tier deutliche tierartliche und rassespezifische Unterschiede. So ist der Nasenvorhof bei brachyzephalen Hunde- und Katzenrassen infolge der massiven Verkürzung der Nase vollkommen unter- bzw. rückentwickelt (Oechtering *et al.*, 2007; Trappler und Moore, 2011). Entsprechende Studien über den Einfluss des Vestibulums auf den Strömungsverlauf und das Strömungsverhalten des Respirationsvolumens wurden bislang noch nicht durchgeführt.

Um eine gegenseitige Beeinflussung der Strömung durch die Funktionselemente im Bereich des vorderen Nasenabschnittes zu überprüfen, wurde ein Scatterplot sowohl für die Flächen der Spezialschnitte als auch für die der LM-Schnitte angefertigt. Hierin bestätigte sich der zu erwartende Zusammenhang der funktionellen Strukturen. Als solcher spiegelt er die starke gegenseitige Beeinflussung der Funktionselemente wider. Aufgrund dieser Abhängigkeit zeigt jedes Strukturelement dieser funktionellen Einheit einen Zusammenhang mit den Messergebnissen der RMM. Anhand der vorliegenden Daten ist es jedoch nicht möglich, auf den entscheidenden, strömungslimitierenden Einflussfaktor des vorderen Einströmbereichs Rückschlüsse zu ziehen. Für die veterinärmedizinische Betrachtung ist dieser kausale Zusammenhang jedoch nur von untergeordneter Relevanz, da dem vorderen Einströmbereich hier keine vergleichbare Funktion zugeschrieben werden kann.

Einen Hinweis auf die enge gegenseitige Wechselbeziehung der funktionellen Strukturelemente findet sich im Regressionsmodell der hydraulischen Durchmesser: So wurde auf der Grundlage der Ergebnisse des Scatterplots die Regressionsanalyse der hydraulischen Durchmesser unter Beibehaltung des Widerstandsbeiwertes des Isthmus nasi und Entfernen des Ostium internum erneut durchgeführt. Hierin zeigte sich sowohl für den hydraulischen Durchmesser des Isthmus nasi als auch für den des LM-Isthmus nasi ein der Korrelation des Ostium internum entsprechender Zusammenhang zu den rhinomanometrischen Messwerten. Die Regressionsanalyse der hydraulischen Durchmesser kann folglich sowohl unter Beibehaltung des Widerstandsbeiwertes des Isthmus nasi als auch unter Beibehaltung des Widerstandsbeiwertes des Ostium internum durchgeführt werden. Unter Berücksichtigung der proportionalen Korrelation im Bereich beider

Funktionselemente und aufgrund der in der Literatur beschriebenen strömungslimitierenden Wirkung des Isthmus nasi sollte diesem Modellparameter Vorzug gegeben werden. Dafür spricht auch, dass eine Festlegung der Schnittebenen zur Darstellung des Isthmus nasi aufgrund dessen markanterer anatomischer Strukturen schneller und leichter durchführbar erscheint.

4.3 Strömungsdynamische Einflussfaktoren

Neben Form und Beschaffenheit des Nasenkanals haben auch andere strömungsdynamische Parameter erheblichen Einfluss auf die Entstehung des nasalen Strömungswiderstandes. So haben ein optimaler Strömungsverlauf und ein ausgewogenes Turbulenzverhalten einen wesentlichen Anteil am Widerstandsverhalten der Nase (Clement und Gordts, 2005; Mlynski und Beule, 2007; Montgomery *et al.*, 1979).

4.3.1 Strömungsverlauf

Durch die erschwerten Atembedingungen während der Durchführung der Messung kann die RMM per se einen wesentlichen Einfluss auf die Messergebnisse genommen haben. So kann infolge der Untersuchungsanordnung während der rhinomanometrischen Messwertabnahme nur durch jeweils eine Nasenseite geatmet werden (Clement und Gordts, 2005; Mlynski und Beule, 2007; Montgomery *et al.*, 1979). Eichler (1988) weist darauf hin, dass es infolge des Atmens durch lediglich ein Nasenloch zu einem Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit und der entsprechenden Druckwerte kommt. Die entsprechende Beeinträchtigung der Nasenatmung kann dabei den strömungsdynamischen Verlauf des inspiratorischen Volumenstroms beeinflusst haben.

Beim normocephalen Hund weist der inspiratorische Volumenstrom – entsprechend der Anatomie und Körperhaltung – einen mehr horizontalen Strömungsverlauf durch die Nasenhöhlen auf. Abweichungen finden sich abermals bei den Brachycephalen, da infolge der Dorsorotation des Schädels, der Malformation der nasalen Strukturen und der stark hypertrophen Conchae die oberen Atemwege der betroffenen Rassen in ihrem Gesamtverlauf rechtwinklig abgelenkt sind (Oechtering *et al.*, 2007).

Demgegenüber nimmt der inspiratorische Luftstrom beim Menschen unter physiologischen Bedingungen einen bogenförmigen Verlauf durch das Nasenhöhlensystem. Von schräg unten aufsteigend strömt er über das Ostium externum in das Vestibulum nasi (Mlynski, 2000). Durch den Isthmus nasi tritt der Flow in das Cavum ein, wobei er in horizontaler Richtung umgeleitet wird, so dass er sich über die gesamte Fläche der Muschelregion ausbreiten kann (Bachmann, 2003; Clement und Gordts, 2005; Cole, 2003; Mlynski, 2000; Fischer, 1988; Grützenmacher *et al.*, 2005). Während der Passage der Muschelregion nimmt der Atemvolumenstrom einen parabelförmigen Verlauf, bevor er im hinteren Abschnitt des Cavum posterior nach kaudoventral über die Choanen in den Nasopharynx und die unteren Atemwege strömt (Egbert *et al.*, 2003; Mlynski *et al.*, 2001). Der Isthmus nasi hat dabei aufgrund seiner konkav gebogenen Durchtrittsfläche einen entscheidenden Einfluss auf den strömungsdynamischen Verlauf des inspiratorischen Luftstroms (Mlynski *et al.*, 2001). So zeigten Elad *et al.* (1993), Grützenmacher *et al.* (2003a), Keyhani *et al.* (1995) und Simmen *et al.* (1999) in verschiedenen Strömungsmodellen, dass der Hauptvolumenstrom bedingt durch die Stellung des Isthmus nasi durch die weite untere und mittlere Cavumhälfte strömt. Durch eine forcierte Inspiration kommt es jedoch zu einer Weitstellung des Isthmus nasi. Die nunmehr gerade Durchtrittsfläche führt dabei zu einer Verlagerung des Flows in die engere obere Cavumhälfte mit einem entsprechenden Anstieg des nasalen Strömungswiderstandes (Mlynski, 2000).

Durch das Anlegen des Nasenadapters während der rhinomanometrischen Messung kann es möglicherweise zu einer künstlichen Stenoseatmung kommen, die durch eine Weitstellung in der Klappenregion der kontralateralen Nasenseite kompensiert wird (Bachmann, 2003). Ein erhöhter Strömungswiderstand infolge einer zusätzlich vermehrten Schwellung der Nasenmuscheln kann einen solchen Effekt noch verstärkt haben. Die erschwerten Atembedingungen während der RMM könnten daher möglicherweise die entsprechenden Abweichungen der berechneten Flussraten zu den deutlich höheren Werten der rhinomanometrischen Messungen erklären.

Eine entsprechende Messwertabnahme ist beim Tier in dieser Form nicht umsetzbar. So veröffentlichte Nad (2004) erste Ergebnisse rhinomanometrischer Messungen am Hund. Die im Rahmen dieser Dissertation durchgeführten RMM erfolgte jedoch nach dem Prinzip der posterioren Messwertbestimmung. Im Gegensatz zu dem Verfahren

der anterioren RMM wird die transnasale Druckdifferenz bei diesem Messverfahren in Form des nasopharyngealen Druckes direkt im Pharynx bestimmt. Darüber hinaus wurden Messverfahren angewandt, bei denen ein kontinuierliches Strömungsvolumen passiv durch das Nasenhöhlensystem generiert wird. Aufgrund des komplexen Messablaufs und der fehlenden Toleranz der Manipulation am wachen Tier erfolgten die Messungen am narkotisierten und intubierten Tier. Durch die künstlichen Messbedingungen ist eine Linearisierung zu den in der Humanmedizin erhobenen Messergebnissen nicht möglich. In welchem Umfang diese abgewandelten Messvoraussetzungen mit den Ergebnissen einer CT-rhinometrischen Beurteilung der oberen Atemwege am Tier korrelieren könnten, kann daher nicht dargelegt werden.

4.3.2 Strömungsverhalten

Der Strömungscharakter des inspiratorischen Volumenstroms wird insbesondere vom Durchmesser des Nasenkanals bestimmt (Lang *et al.*, 2003; Montgomery *et al.*, 1979). Besonders die Weite des Cavum anterior hat einen wesentlichen Einfluss auf die Regulierung des Strömungsverhaltens. So hat die Querschnittserweiterung im Bereich zwischen dem Isthmus nasi und dem Kopf der unteren Nasenmuschel den Hauptanteil an der Entstehung der turbulenten Strömungen (Mlynski, 2000; Mlynski und Beule, 2007). Der Turbulenzgrad wird dabei wesentlich vom Ausmaß der Erweiterung des Durchmessers bestimmt (Lang *et al.*, 2003; Mlynski *et al.*, 2001). Da das vordere Cavum mit schwellfähigem Gewebe bedeckt ist, wird die Zunahme des Querschnitts vom Schwellungszustand der Nasenmuscheln beeinflusst. Das turbulente Strömungsverhalten wird daher von den periodischen Schwankungen im Rahmen des Nasenzyklus bestimmt (Lang *et al.*, 2003). So findet man in der Arbeitsphase infolge der starken Dekongestion der Nasenschleimhäute eine im Verhältnis starke Erweiterung der Querschnittsfläche im Bereich des Cavum anterior. Entsprechend kann ein vergleichsweise geringer Strömungswiderstand bei einem hohen, vorwiegend turbulenten Strömungsvolumen festgestellt werden. Demgegenüber lässt sich in der Ruhephase lediglich eine geringe Zunahme des Querschnitts im Bereich zwischen dem Isthmus nasi und der Muschelregion feststellen. Aufgrund des nahezu völlig zugeschwollenen Spaltraums des Cavum anterior überwiegt in dieser Zyklusphase bei einem hohen Strömungswiderstand ein

geringer, vorwiegend laminarer Volumenstrom (Bachmann, 2003; Lang *et al.*, 2003; Mlynski *et al.*, 2000). Ein ähnliches zyklisches Schwellverhalten konnte auch am Tier nachgewiesen werden (Bojsen-Moller und Fahrenkrug, 1971; Eccles, 1978; Webber *et al.*, 1987). Inwieweit dieses auf das Strömungsverhalten und den Strömungswiderstand Einfluss nimmt – insbesondere unter Berücksichtigung der differierenden anatomischen Strukturen der Nasenhöhlensysteme bei Mensch und Tier – ist bisher jedoch nicht bekannt.

Wie bereits erwähnt, ist es denkbar, dass es durch die Untersuchungsanordnung zu einer Kongestion mit einer reaktiven Schwellung der Nasenmuscheln gekommen ist. Der mit der Ruhephase des Nasenzyklus vergleichbare Schwellungszustand der Nasenschleimhäute würde entsprechend den nasalen Strömungskanal zu einer spaltförmigen Verengung führen. Der resultierende hohe Strömungswiderstand bei vorwiegend laminarem Strömungscharakter wäre dabei eine mögliche Erklärung für die im Vergleich zu den berechneten Flussraten deutlich höheren Messergebnissen der RMM.

4.4 Systematische Fehler

Die Durchführung der Regressionsanalyse zur Bestimmung des Strömungswiderstandes anhand CT-rhinometrischer Daten setzt eine exakte Durchführung der RMM voraus. Hierbei kann es jedoch leicht zu Fehlern während der Messwertabnahme kommen, die zu Abweichungen der Ergebnisse führen können (Cole, 2003; Grützenmacher *et al.*, 2003a; Schumacher, 2002; Zacek, 2000). So erfolgt die RMM mithilfe einer Drucksonde und einer Mundnasenmaske. Zur Durchführung der Messung wird die Drucksonde wie beschrieben mithilfe eines Adapters wechselseitig an einem der Nasenlöcher fixiert. Wichtig ist dabei, dass der Nasenadapter das Nasenloch luftdicht abschließt. Ein zu groß gewählter Nasenadapter kann zu einer Verformung und Verlegung der kontralateralen Nasenseite führen (Bachmann, 2003; Clement, 1984). Aufgrund einer so erzeugten künstlichen Stenosierung kommt es zu einer kompensatorisch forcierten nasalen Atmung mit einer reaktiven Erweiterung des Einströmbereichs der freien Nasenseite. In diesem Fall ergäbe sich ein falsch zu großer Messwert des nasalen Strömungswiderstandes, der anhand der CT-rhinometrischen Daten nicht nachvollzogen werden kann. Eine ähnliche Situation findet sich bei der Anwendung

der Atemmaske: durch ein zu festes Andrücken der Maske kann es zu einer Verlegung der oberen Atemwege kommen (Bachmann, 2003; Clement, 1984). Um den so verursachten erhöhten Strömungswiderstand zu überwinden, entwickelt sich auch in diesem Falle eine verstärkte Nasenatmung, die mit einem entsprechend falsch zu großen rhinomanometrischen Messergebnis verbunden ist (Bachmann, 2003; Eichler, 1988).

Eine weitere entscheidende Voraussetzung für eine genaue Messwertbestimmung ist die Mitarbeit des Patienten während der Durchführung der RMM. Es ist von entscheidender Bedeutung, dass die Messung mit geschlossenem Mund und bei ausschließlich nasaler Atmung erfolgt. Es kann jedoch nicht völlig ausgeschlossen werden, dass es während des Messvorgangs zu einem unvollständigem Mundschluss gekommen ist, der im Rahmen der Untersuchung nicht bemerkt wurde.

4.5 Modellschwäche

Für die Durchführung der Regressionsanalyse wurde das statistische Modell aus dem physikalischen Modell abgeleitet. Dabei war es jedoch mit den zur Verfügung stehenden Messverfahren nicht möglich, alle Parameter zur Beschreibung des physikalischen Modells zu erheben. So wurden einige der physikalischen Größen als gegeben vorausgesetzt.

Für die Berechnungen des Strömungswiderstandes der Nase wurde der Nasenkanal als ein Röhrensystem aus hintereinander geschalteten Strömungsblenden im Sinne der Querschnitte der verschiedenen Einzelwiderstände betrachtet (Nolte *et al.*, 1967). Hierbei ging die Länge des Abstandes zwischen den einzelnen Strukturelementen als feste Größe in die Berechnungen ein. Die Schnittebenen wurden jedoch für spezielle Fixpunkte in die computertomographischen Rekonstruktionen gelegt (Tabb. 5 - 10). Um das Modell genauer zu beschreiben, wäre es erforderlich, den genauen Abstand der Schnittebenen zu bestimmen und als solche in die Berechnungen mit einzubeziehen. Ebenso verhält es sich mit der Gesamtlänge des nasalen Strömungskanals. Die Länge des Nasenkanals eines Erwachsenen variiert aufgrund der individuellen Anatomie im Durchschnitt zwischen 8 - 11 cm und kann daher nicht als konstant betrachtet werden (Elad *et al.*, 1993). In diesem Zusammenhang zeigen sich am Tier deutlich größere Differenzen der Nasenhöhlenlängen. Dies gilt sowohl tierartspezifisch für Hund und Katze, als auch

rassespezifisch entsprechend der Größe des Tieres oder einer vorliegenden Normozephalie bzw. Brachyzephalie.

Aufgrund der allgemeinen Festlegung der Schnittebenen können möglicherweise nicht alle strömungslimitierenden Einflussfaktoren ermittelt werden. So bleiben individuelle anatomische Variationen oder pathologische Veränderungen, die mit den vorgegebenen Schnittebenen nicht erfasst werden in diesem Modell unberücksichtigt. Hier wäre zu prüfen, ob diese Einflussfaktoren durch eine genauere Segmentierung bestimmt und in das Modell aufgenommen werden sollten. Dieses Vorgehen wäre für eine mögliche Anwendung der CT-Rhinometrie in der Veterinärmedizin besser geeignet, da die Festlegung der relevanten Schnittebenen beim Tier aufgrund der im Verhältnis zum Menschen deutlich geringer ausgeprägten strömungslimitierenden Strukturen wesentlich aufwendiger ist.

Auch das Turbulenz- und Widerstandsverhalten des inspiratorischen Flows wird nur unzureichend erfasst. So entsteht der Strömungswiderstand – wie bereits erwähnt – nicht allein durch Verengungen des Nasenkanals; vielmehr hat auch die Beschaffenheit der Wand des Strömungskanals durch den reibungsbedingten Energieverlust einen Einfluss auf das Widerstandsverhalten (Mlynski, 2000; Montgomery *et al.*, 1979). Mithilfe des hydraulischen Durchmessers ist eine näherungsweise Erfassung dieses Modellparameters möglich. Die Darstellung der Wandbeschaffenheit ist mit den verwendeten Programmen jedoch nicht zu erreichen und kann als solche nicht in die CT-rhinometrischen Berechnungen einfließen.

Anhand dieses Modells kann somit keine ausreichend genaue Aussage über den strömungsdynamischen Verlauf des inspiratorischen Strömungsvolumens gemacht werden. Hierfür stehen heute spezielle Softwareprogramme zur Verfügung, sog. Computational Fluid Dynamics Techniques (CFD), die den Strömungsverlauf erfassen und nachvollziehen können (Zaho *et al.*, 2004; Müller-Wittig *et al.*, 2002). Hier muss allerdings ebenfalls berücksichtigt werden, dass die CT unter annähernd normalen Atembedingungen erfolgte. Demgegenüber wurde die Atmung während der RMM infolge der messtechnisch erforderlichen Apparatur manipulativ beeinflusst. Entsprechend können Änderungen der Stellung und Weite des Nasenkanals zu Abweichungen des Strömungsverlaufs und -widerstandes während der Durchführung der Messungen geführt haben, so dass die Ergebnisse in dieser Form möglicherweise nicht miteinander vergleichbar sind.

4.6 Fazit

Die Ergebnisse der CT-rhinometrischen Bestimmung sowohl der Flächen als auch der hydraulischen Durchmesser zeigten eine mit den Literaturangaben vergleichbare Reproduzierbarkeit. Dabei wiesen die Flächenwerte und die Werte der hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte sowie die der LM-Schnitte ein zueinander proportionales Verhältnis auf. Allerdings konnten für beide Messparameter der LM-Schnitte insgesamt höhere Werte als für die der Spezialschnitte ermittelt werden. Unter Berücksichtigung des geringeren Zeitaufwandes der Festlegung der Schnittebenen anhand zuvor definierter LM, ist dieses Verfahren zur Feststellung eines groben Überblicks dem der anatomischen Spezialschnitte vorzuziehen.

Die Auswertung der Ergebnisse der Regressionsanalyse zeigte sowohl für die Flächen und hydraulischen Durchmesser der Spezialschnitte als auch für die der LM-Schnitte ein annähernd proportionales Verhältnis zu den korrespondierenden Funktionselementen. Aufgrund des geringeren Aufwandes der Definition der Flächenwerte im Vergleich zu den Berechnungen der hydraulischen Durchmesser sollte auch hier dem Modell der Regressionsanalyse der Flächenwerte der Vorzug gegeben werden. In diesem Zusammenhang lag der relative Fehler im Bereich von 40%. Entsprechend scheint das Verfahren der CT-Rhinometrie für die klinische Diagnostik weniger geeignet.

Insgesamt konnte festgestellt werden, dass jeweils etwa 70% der mithilfe der CT-Rhinometrie ermittelten Residuen im negativen Bereich lagen. Daraus ergibt sich, dass die rhinomanometrisch gemessenen Volumenflüsse deutlich größere Werte aufwiesen als die durch die CT-Rhinometrie bestimmten Volumenflüsse. In diesem Zusammenhang lässt sich der transnasale Strömungswiderstand allein anhand der CT-Daten mit diesem Regressionsmodell nicht mit hinreichender Genauigkeit beschreiben. Für eine genauere Ausarbeitung sollten ggf. zusätzliche – diesem Modell aufgrund der verwendeten Programme nicht zur Verfügung stehende – Modellparameter ermittelt und in die Berechnungen einbezogen werden.

Ferner muss berücksichtigt werden, dass es durch die manipulative Beeinflussung der Nasenatmung infolge der Durchführung der RMM zu einem Anstieg der ermittelten Volumenflüsse gekommen sein kann. Daher kann nicht ausgeschlossen werden, dass sich die Abweichungen zwischen den CT-rhinometrisch ermittelten

Volumenflüssen und denen der RMM aus den unterschiedlichen Atembedingungen ergeben.

Zudem erwies sich die Durchführung der CT-Rhinometrie als ein zeitaufwendiges Messverfahren. Für einen Einsatz in der rhinologischen Funktionsdiagnostik stellt sie in dieser Form derzeit keine Alternative zu den heute in der täglichen Routine angewandten Verfahren dar.

Die Anwendung der CT-Rhniometrie in der rhinologischen Funktionsdiagnostik am Tier erscheint daher ebenfalls als ungeeignet.

5 Zusammenfassung

Die Nasen- und Nasennebenhöhlen stellen ein komplexes System aus hinter- und parallel geschalteten Strömungswiderständen dar, deren Hauptfunktion die Erzeugung und Aufrechterhaltung eines physiologischen Widerstandsverhaltens ist.

Die heute zur Verfügung stehenden rhinologischen Funktionsdiagnostika, wie etwa die Rhinomanometrie (RMM) oder die akustische Rhinometrie (AR), erfassen den komplexen Vorgang der nasalen Atmung jedoch nicht ausreichend; zudem lassen sie sich am Tier nur bedingt anwenden. Demgegenüber stellt die Computertomographie (CT) des Nasenhöhlen- und Nasennebenhöhlensystems heute die Basis für die chirurgische Navigation während rhinologischer Eingriffe dar, und wird auch in der Veterinärmedizin zunehmend angewandt.

Aufgrund der hohen Inzidenz der Beeinträchtigung der respiratorischen Funktion der Nase, ist das Interesse an weiterführenden diagnostischen Verfahren in den letzten Jahren deutlich gestiegen. Ziel dieser Studie ist es daher zu prüfen, ob es anhand CT-basierter, anatomischer Daten und rhinomanometrischer Messwerte möglich ist, ein strömungsphysikalisch basiertes Modell zur Berechnung und somit zur Beurteilung des nasalen Strömungswiderstandes zu entwickeln, um so eine operative Navigation zu verbessern. Ein entsprechendes Modell könnte auch für die Veterinärmedizin von Interesse sein, da es am Tier nur schwer möglich ist Aussagen über die Nasenatmung – und deren Behinderungen – zu treffen.

Anhand der CT-Datensätze von 50 Patienten wurden die Flächenwerte und hydraulischen Durchmesser von insgesamt sechs zuvor definierten Schnittbildern bestimmt und die Ergebnisse mit der Fachliteratur verglichen. Daraufhin wurden die ermittelten Daten mithilfe einer multilineareren Regressionsanalyse in Korrelation zu den jeweiligen rhinomanometrischen Messwerten gestellt.

Die Ergebnisse der Flächenwerte bzw. der Werte der hydraulischen Durchmesser wiesen im Vergleich mit der Fachliteratur eine gute Reproduzierbarkeit auf. Dagegen zeigten die Ergebnisse der Regressionsanalyse eine nur unzureichende Übereinstimmung der anhand der CT ermittelten Werte und den Messergebnissen der RMM: So wiesen mehr als 70% der Regressionswerte – sowohl für die Flächen als auch für die hydraulischen Durchmesser – einen negativen Erwartungswert auf. In diesem Zusammenhang schätzen die Ergebnisse der CT-Rhinometrie die Werte

der rhinomanometrischen Messung durchschnittlich als zu gering. Entsprechend lässt sich der transnasale Strömungswiderstand mit diesem Regressionsmodell nicht allein anhand der CT-Daten ermitteln. In diesem Sinne erweist sich die CT-Rhinometrie als ein für die klinische Praxis eher ungeeignetes Verfahren. Ein entsprechender Einsatz dieser Messmethode scheint daher auch in der Veterinärmedizin weniger geeignet.

6 Summary

The nasal cavity and the paranasal sinuses represent a complex system of a consecutively and parallel flow resistances whose main function is to maintain airway resistance appropriate for physiologic requirements. The available rhinological diagnostic tools like the rhinomanometrie (RMM) or the acoustic rhinometrie (AR) can not sufficiently conceive the complex mechanism of nasal respiration. Moreover their implementation in animals is limited. In comparison the computed tomography (CT) of the system of nasal cavity and paranasal sinuses represents nowadays the basis for surgical navigation during rhinologic operation, and is used increasingly in the veterinary medicine as well.

Because of the high incidence of interferences in nasal respiratory function the interest in further diagnostical tools has increased in recent years. The aim of this study therefore is to examine if there might be an opportunity to develop a model for calculating the nasal airflow resistance on the means of CT-based anatomical data and rhinomanometric measurements in order to enhance surgical navigation. Such a measuring method might be of interest for the veterinary medicine as well, as it does not exist an appropriate technique to estimate the nasal breathing and its obstructions in animals.

On the basis of the CT-records of 50 patients the values of the cross sectional area and the hydraulic diameters of altogether six previously determined sectional slices were determined and compared to the literature. Subsequently the determined data were put in correlation to the respective rhinomanometric measurements by a multilinear regression analysis.

It was shown, that both the values of cross sectional area and hydraulic diameter elevated by the CT-rhinometric technique showed comparable values to those proportions described in literature. In contrast, the results of the regression analysis revealed only an insufficient correlation of the CT-data to the rhinomanometric measurements. As such more than 70 per cent of the regression data – both the cross sectional area and the hydraulic diameter – exhibit a negative expectancy value. In this context the results of the CT-rhinometrie estimate the values of RMM insufficiently. Consequently it appears as if the transnasal respiratory resistance can

not be described with this regression model by only the CT-data. Altogether, based upon the results of the present investigations, CT-rhinometrie must be regarded as an inappropriate tool for clinical practice – both in human medicine and in veterinary medicine.

7 Literaturverzeichnis

Bachert C. *Diagnose und Therapie der Sinusitis und Polyposis nasi*. Allergologie 2003; 26: 52-71

Bachmann W. *Die behinderte Nasenatmung*. Atmos Medizin Technik GmbH & Co.KG. Germany, 2003

Bachmann W. *Die Funktionsdiagnostik der behinderten Nasenatmung: Einführung in die RMM*. Berlin - Heidelberg: Springer-Verlag, 1982

Bachmann W, Bachert C. *Die quantitative Auswertung von Rhinomanometriekurven – ein neues, einfaches Verfahren*. Laryngol-Rhino-Otol 1984; 63: 58-61

Bachmann W, Legler U. *Studies on the structure and function of the anterior section of the nose by means of luminal impressions*. Acta Otolaryng 1972; 73: 433-442

Becker A, Kurek I, Bien S, Nimsky CH. *Online Atlas der Neurosonologie*. Marburg: Rhilipps-University of Marburg, Dep. of Neurosurgery and Neuroradiology, Germany, 2006 (14.11.2011)

Beule AG. *Funktionen und Funktionsstörungen der respiratorischen Schleimhaut der Nase und der Nasennebenhöhlen*. Laryngol-Rhino-Otol 2010; 89: 15-34

Bojsen-Møller F, Fahrenkrug J. *Nasal swell-bodies and cyclic changes in the air passage of the rat and rabbit nose*. J Anat 1971; 110(PT 1): 25-37

Bonn M. *Computer-Tomographie*. Seminar Wintersemester 1999/2000: Robotik in der Medizin. http://www.matze_bonn.de/informatik/Seminar_CT.pdf (14.11.2011)

Braun T, Röhler A, Riemer R. *Kurzlehrbuch Physiologie*. München: Urban & Fischer, 2006

Broms P, Jonson B, Lamm CJ. *A universal way to evaluate the curve in rhinomanometry*. Acta Otolaryngol Suppl 1979; 360: 22-23

Carter BL, Bankoff MS, Fisk JD. *Computed Tomographic Detection of Sinusitis Responsible for Intracranial and Extracranial Infections*. Radiology 1983; 147: 739-742

Clement PAR. *Committee report of standardization of rhinomanometry*. Rhinology 1984; 22: 151-155

Clement PAR, Gordts F. *Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry*. Rhinology 2005; 43: 169-179

Cole P. *The four components of the nasal valve*. Am J Rhinol 2003; 17: 107-110

- Damm M, Jungehülsing M, Schneider D, Eckel HE. *Die rhinomanometrische Analyse von vestibulären Stenosen der Nase*. Laryngol-Rhino-Otol 1995; 74: 615-621
- Dastidar P, Heinonen T, Numminen J, Rautiainen M, Laasonen R. *Semi-automatic segmentation of computed tomographic images in volumetric estimation of nasal airway*. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol 1999; 256: 192-198
- Doruk C, Sökücü O, Biçakçı AA, Yılmaz U, Taş F. *Comparison of nasal volume changes during rapid maxillary expansion using acoustic rhinometry and computed tomography*. Eur J Orthodontics 2007; 29: 251-255
- Eccles R. *A role for the nasal cycle in respiratory defence*. Eur Respir J 1996; 9: 371-376
- Eccles R. *The domestic pig as an experimental animal for studies on the nasal cycle*. Acta Otolaryngol 1978;85(5-6):431-6.
- Egbert H, Huizing J, Groot AM. *Functional reconstructive nasal surgery*. Stuttgart - New York: Thieme, 2003
- Egeli E, Demirci L, Yazıcı B, Harputluoglu U. *Evaluation of the inferior turbinate in patients with deviated nasal septum by using computed tomography*. Laryngoscope 2004; 114: 113-117
- Eichler J. *Einführung in die Technik der Rhinomanometrie – Anwendung in der Rhinologie und Allergologie*. Berlin - Chicago - London - São Paulo - Tokio: Quintessenz, 1988
- Elad D, Liebenthal S, Wenig BL. *Analysis of air flow patterns in the human nose*. Med Biol Eng Comput 1993; 31: 585-592
- Fairley JW, Durham LH, Ell SR. *Correlation of subjective sensation of nasal patency with nasal inspiratory peak flow rate*. Clin Otolaryngol 1993; 18: 19-22
- Fischer R. *Das Strömungsprofil der Respirationsluft in der Nase bei physiologischer Atmung*. Eur Arch of Oto-Rhino-Laryngol 1988; 2: 404-408
- Flanagan P, Eccles R. *Spontaneous changes of unilateral nasal airflow in man. A re-examination of the 'nasal cycle'*. Acta Otolaryngol 1997; 117: 590-595
- Grützenmacher S, Lang C, Mlynski G. *The combination of acoustic rhinometry, rhinoresistometry and flow simulation in nose before and after turbinate surgery: A model study*. Oto-Rhino-Laryngol 2003; 65: 341-347
- Grützenmacher S, Lang C, Mlynski R, Mlynski B, Mlynski G. *Long-term rhinoflowmetry: A new method for functional rhinologic diagnostics*. Am J Rhinology 2005; 19: 53-57
- Grützenmacher S, Mlynski R, Lang C, Scholz S, Saadi R, Mlynski G. *The nasal airflow in noses with septal perforation: a model study*. Oto-Rhino-Laryngol 2005; 67: 142-147

- Grützenmacher S, Mlynski G, Mlynski B, Lang C. *Die Objektivierung des Schwellungszustandes der Nasenschleimhaut – ein Vergleich von vier Messmethoden.* Laryngol-Rhino-Otol 2003; 82: 645-649
- Grützenmacher S, Robinson DM, Gräfe K, Lang C, Mlynski G. *First findings concerning airflow in noses with septal deviation and compensatory turbinate hypertrophy – a model study.* Oto-Rhino-Laryngol 2006; 68: 199-205
- Hagemann H, Bauer PC, Costabel U. *Vergleichbarkeit verschiedener Messmethoden bei der nasalen Provokation mit Allergenen.* Pneumologie 2002; 56: 363-368
- Haight JSJ, Cole P. *The site and function of the nasal valve.* Laryngoscope 1983; 93: 49-55
- Hanke A, Gast K, Viallon M, Markstaller K, Eberle B, Thelen M, Kauczor HU. *Dynamische Bildgebung der Nasenhaupthöhle und der Nasennebenhöhle im MR mittels polarisiertem ³Helium.* Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 1126-1130
- Hilberg O, Jackson AC, Swift DL, Pedersen OF. *Acoustic rhinometry: evaluation of nasal cavity geometry by acoustic reflection.* J Appl Physiol 1989; 66: 295-303
- Hirschberg A. *Rhinomanometry: an update.* Oto-Rhino-Laryngol 2002; 64: 263-267
- Howard BK, Brian KMD, Rohrich RJ. *Understanding the nasal airway: principles and practice.* Plast Reconstr Surg 2002; 109: 1128-1146
- Hüber JP. *Impulsoszillometrische Untersuchung des intranasalen Atemwiderstandes vor und nach laserassistierter Turbinektomie zur Therapie des Brachycephalen Atemnotsyndroms beim Hund [Dissertation med. vet.].* Universität Leipzig; 2009
- Hüber JP, Smith HJ, Reinhold P, Oechtering GU. *Die Messung des intranasalen Atemwiderstandes bei brachycephalen Hunden: Impuls-Oszillometrie und erste Ergebnisse zum Einfluss der LATE-OP.* DVG 2007; A7
- Ishikawa S, Nakayama T, Watanabe M, Matruzawa T. *Visualization of flow resistance in physiological nasal respiration.* Arch Otolaryngol Head Neck Sur 2006; 132: 1203-1209
- Jones AS, Willatt DJ, Durham LM. *Nasal airflow: resistance and sensation.* J Laryngol Otol 1989; 103: 909-911
- Kayser R. *Die exacte Messung der Luftdurchgängigkeit der Nase.* Arch Laryngol Rhinol 1895; 3: 101-120
- Keck T, Lindemann J. *Strömungssimulation und Klimatisierung der Nase.* Laryngol-Rhino-Otol 2010; 89: 1-14
- Kelly JT, Prasad AK, Wecler AS. *Detailed flow patterns in the nasal cavity.* J Appl Physiology 2000; 89: 323-337

- Kern EB, Arbour P. *The phenomenon of paradoxical nasal obstruction*. Arch Otolaryngol 1976; 102: 669-671
- Keyhani K, Scherer PW, Mozell MM. *Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity*. J Biomech Eng 1995; 117: 429-441
- Koch DA, Arnold S, Hubler M, Montavon PM. *Brachycephalic syndrome in dogs*. Compendium 2003; 1: 48-55
- Kösling S, Bootz F. *Bildgebung HNO-Heilkunde*. Berlin - Heidelberg - New York: Springer, 2010
- Krausz S. *A pharmacological study of the control of nasal cooling in the dog*. Pflugers Arch 1977; 37(2): 115-119
- Lal D, Georges ML, Ungkhara G, Reidy PM, Corey JP. *Physiological change in nasal patency in response to changes in posture, temperature, and humidity measured by acoustic rhinometry*. Am J Rhinol 2006; 20(5): 456-462
- Lang C, Grützenmacher S, Mlynski B, Plontke S, Mlynski G. *Investigating the nasal cycle using endoscopy, rhinoresistometry, and acoustic rhinometry*. Laryngoscope 2003; 113: 284-289
- Malm L. *Measurement of the nasal patency*. Allergy 1997; 52: 19-23
- Malm L, Gerth van Wijk R, Bachert C. *Guidelines for nasal provocations with aspects on nasal patency, airflow, and airflow resistance. International Committee on Objective Assessment of the Nasal Airways*. International Rhinologic Society. Rhinology 2000; 38: 1-6
- Maran AGD, Walker FS, Rimmer AR, Gibb AG. *A method for the measurement of nasal airway resistance*. J of Laryngology & Otology 1971; 86: 803-810
- Mazza D, Bontempi E, Guerrisi A, Del Monte S, Cipolla G, Perroni A, Lo Mele L, Marini M. *Paranasal sinuses anatomic variants: 64-slice CT evaluation*. Minerva Stomatol 2007; 56: 311-318
- McCarffrey TV, Kern EB. *Clinical evaluation of nasal obstruction*. Arch Otol 1979; 105: 231-236
- Macklem PT, Woolcock J, Hogg JC, Nadel JA, Wilson NJ. *Partitioning of pulmonary resistance in the dog*. Journal of Applied Physiology 1969; 26: 798-805
- Min Y, Jang YJ. *Measurements of cross-sectional area of the nasal cavity by acoustic rhinomanometry and CT scanning*. Laryngoscope 1995; 105: 757-759
- Mlynski G. *Strömung und Konditionierung der Atemluft*. Laryngol-Rhino-Otol 2000; 79:636-638
- Mlynski G. *Wiederherstellende Verfahren bei gestörter Funktion der oberen Atemwege*. Nasale Atmung. Laryngol-Rhino-Otol 2005; 84:101-117

- Mlynski G, Beule A. *Diagnostik der respiratorischen Funktion der Nase*. HNO 2007; 56: 81-99
- Mlynski G, Grützenmacher S, Lang C, Mlynski B. *Aerodynamik der Nase – Physiologie und Pathophysiologie*. HNO Prax Heute 2000; 20:61-81
- Mlynski G, Grützenmacher S, Mlynski B, Koch B. *Modelluntersuchungen zur Nasenmuschelchirurgie*. Laryngo-Rhino-Otol 1993; 72: 614-617
- Mlynski G, Grützenmacher S, Plontke S, Mlynski B, Lang C. *Correlation of nasal morphology and respiratory function*. Rhinology 2001; 39: 197-201
- Mlynski G, Löw J. *Die Rhinoresitometrie – eine Weiterentwicklung der Rhinomanometrie*. Laryngo-Rhino-Otol 1993; 72: 608-610
- Montgomery WM, Vig PS, Staab EV, Matteson SR. *Computed tomography: A three-dimensional study of the nasal airway*. Am J Orthodontics 1979; 76(4): 363-375
- Müller-Wittig W, Mlynski G, Weinhold I, Bockholt U, Voss G. *Nasal airflow diagnosis – comparison of experimental studies and computer simulation*. Stud Health Technol Inform 2002; 85: 311-317
- Nad N. *Nasaler Widerstand beim Hund: Reproduzierbarkeit der Rhinomanometrie* [Dissertation med. vet.] Zürich: Vetsuisse-Fakultät der Universität Zürich, 2004
- Nathan RA, Eccles R, Howarth PH, Steinsvåg SK, Togias A. *Objective monitoring of nasal patency and nasal physiology in rhinitis*. J Allergy Clin Immunol 2008; 115: 442-459
- Nolte D, Schlote C, Ulmer WT. *Der Strömungswiderstand der Nase*. Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol 1967; 188: 408-412
- Nummen J, Dastidar P, Rauiainen M. *Influence of sinus surgery in rhinometric measurements*. J of Otolaryngol 2004; 33: 98-103
- Oechtering GU, Hueber JP, Noeller C. *Laser Assisted TurbinEctomy (LATE) – a novel approach to brachycephalic airway syndrome*. 16th Annual Scientific Meeting European College of Veterinary Surgeons, Dublin/Irland 2006
- Oechtering GU, Kiefer I, Noeller C. *Brachycephalic airway syndrome, part 1: a new understanding – it is an intranasal problem*. NAVC Conference 2008; 1450-1451
- Oechtering TH, Oechtering GU, Noeller C. *Strukturelle Besonderheiten der Nase brachycephales Hunderassen in der Computertomographie*. Tierärztliche Praxis 2007; 35 (K): 177-187
- Pallanch JF. *Rhinomanometry: the application of objective airway testing in the clinical evaluation of nasal obstruction*. In: McCaffrey TV. Rhinologic diagnosis and Treatment. New York: Thieme, 1997

- Plöntker DM, Rhee S, Mocan BO, Michel MA. *Computed tomography technique for evaluation of the nasal valve*. Arch Facial Plast Surg 2004; 6: 240-243
- Rhee JS, Poetker DM, Smith TL, Bustillo A, Burzynski M, Davis RE. *Nasal valve surgery improves disease-specific quality of life*. Laryngoscope 2005; 115: 437-440
- Riechelmann H. *Interne Fortbildung vom 31-07-09: Rhinomanometrie*. URL:<http://hno.uki.at/dataarchive/data66>. (14.11.2011)
- Riecks TW, Birchard SJ, Stephens JA. *Surgical correction of brachycephalic syndrome in dogs: 62 cases (1991-2004)*. J Am Vet Med Assoc. 2007; 230(9): 1324-1328
- Schmäl F, Deitmer TH. *Untersuchungen zur Beurteilung der Nasendurchgängigkeit*. Laryngo-Rhino-Otol 1993; 72:611-613
- Schreck S, Sullivan KJ, Ho CM, Chang HK. *Correlations between flow resistance and geometry in a model of the human nose*. Am Physio Socety 1993; 75: 1767-1775
- Schumacher MJ. *Nasal congestion and airway obstruction: the validity of available objective and subjective measures*. Corrent Allergy and Asthma Reports 2002; 2: 245-251
- Schumacher MJ. *Nasal dyspnea: the place of rhinomanometry in its objective assessment*. Am J of Rhinology 2004; 18: 41-46
- Scott JH. *The comparative anatomy and function of the maxillary turbinate*. J Anat 1953; 87: 461-462
- Simmen D, Scherrer JL, Moe K, Heinz B. *A dynamic and direct visualization model for the study of nasal airflow*. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1999; 125: 1015-1021
- Temmel AF, Toth J, Marks B, Jäger S, Berger U, Reiser K, Horak F. *Rhinoresistometry versus rhinomanometry – an evaluation*. Wien Klin Wochenschr 1998; 18: 612-615
- Tomkinson A, Eccles R. *Comparison of the relative abilities of acoustic rhinometry, rhinomanometry, and the visual analogue scale in detecting change in the nasal cavity in a healthy adult population*. Am J of Rhinology 1996; 10: 161-165
- Trappler M, Moore K. *Canine brachycephalic airway syndrome: pathophysiology, diagnosis, and nonsurgical management*. Compend Contin Educ Vet 2011; 33(5): E1-5
- Webber RL, Jeffcoat MK, Harman JT, Ruttimann UE. *MR demonstration of the nasal cycle in the beagle dog*. J Comput Assist Tomogr 1987;11(5):869-71.
- Weinhold I, Mlynski G. *Numerical simulation of airflow in the human nose*. Eur Arch Otorhinolaryngol 2004; 261: 452-455

Wibel W. *Untersuchungen zu laminarer, transitioneller und turbulenter Strömung in rechteckigen Mikrokanälen*. Forschungszentrum Karlsruhe GmbH; 2009. URL: <http://d-nb.info/994365837/34> (14.11.2011)

Zacek J. *Strömungsexperimentelle und funktionsdiagnostische Untersuchungen an Patienten und Nasenmodellen zur Aussagekraft und Korrelation der beiden Messmethoden: Rhinoresistometrie und Akustische Rhinometrie*, 2000. URL: <http://ub-ed.ub.uni-greifswald.de/opus/volltexte/2006/101/14.11.2011>

Zambetti G, Moresi M, Romeo R, Filiaci F. *Study and application of a mathematical model for the provisional assessment of areas and nasal resistance, obtained using acoustic rhinometry and active anterior rhinomanometry*. Clin Otolaryngol 2001; 26: 286-293

Zapletal A, Chalupvá J. *Nasal airflow and resistance measured by active anterior rhinomanometry in healthy children and adolescents*. Pediatric Pulmonology 2002; 33: 174-180

Zhao K, Scherer OW, Hajilool SA, Dalton P. *Effect of anatomy on human nasal airflow and odorant transport patterns: implications for olfaction*; Chem Senses 2004; 29: 365-379

Zinreich SJ. *Imaging of the nasal cavity and paranasal sinuses*. Curr Opin Radiol 1992; 4: 112-116

Zinreich SJ, Kennedy DW, Rosenbaum AR, Gayler BW, Kumar AJ, Stammberger H. *Paranasal sinuses: CT imaging requirements for endoscopic surgery*. Radiology 1987; 163: 769-775

Zinreich SJ, Abifin M, Kenneth DD. *Cross-sectional imaging of the nasal cavity and paranasal sinuses*. Otolaryngol Head and Neck Surgery 1990; 1: 94-98

8 Anhang

8.1 Indikationen

Aufgelistet finden sich die Indikationen aller 90 untersuchten Patienten. Teilweise liegen Mehrfach- oder Kombinationsindikationen vor, so dass die Gesamtzahl der Indikationen die Anzahl der Patienten übersteigt.

Indikation	Fallzahl
chronische Sinusitis	45
chronische Sinusitis bei Cephalgien	2
chronische Sinusitis bei Stenose des Ductus lacrimalis links	1
chronische Sinusitis mit Fokussuche bei Psoriasis	1
chronische Sinusitis bzw. Schädelbasisdefekt bei unklarer wässriger Rhinorrhoe	1
chronische Sinusitis maxilaris	2
chronische Sinusitis maxilaris bei V. a. Mukozele	1
chronische Sinusitis maxilares et ethmoidales	1
chronische polypöse Sinusitis	1

Indikation	Fallzahl
Polyposis nasi	2
Polyposis nasi et sinuum	2
rezidivierende Polyposis nasi	3

Indikation	Fallzahl
chronische Epiphora links	2
Stenose des Ductus nasolacrimalis links	1
postsacrale Stenose der Ducti nasolacrimales	1

Indikation	Fallzahl
polyvalente Allergien	1
allergische Rhinitis	1
Abklärung bei chronischem Husten und Rhinorrhoe	1
sinubronchiales Syndrom bei beidseitiger Paukenbelüftungsstörung mit Kontrolle der Belüftung der NNH	1

Indikation	Fallzahl
V.a. Wagner'sche Granulomatose	1
V.a. Pilzinfektion bei bekannter HIV-Infektion bei rezidivierender Pneumonie	1
V.a. Aspergillose des Sinus maxilaris links	1
Bestimmung des NNH-Status	2
Ausschluss einer knöchernen Destruktion im HNO-Bereich	1
Statuserhebung bei bekannter Mucoviszidose	1
Systematischer Lupus erythematoses	1

Indikation	Fallzahl
V.a. Tumor im Bereich der rechten Tube bei Paukenerguss rechts	1
V.a. Rhinobasistumor	1
V.a. Rezidiv eines Esthesioneuroblastom	1
V.a. Osteom im Sinus maxilaris rechts bei asymmetrischer linksbetonter Innenohrschwerhörigkeit	1
V.a. rezidivierende Kieferhöhlenzyste rechts	1
Unklare Raumforderung i.B. des Sinus maxilaris rechts	1
Unklare Raumforderung i.B. der rechten Wange	1
Abklärung der Ätiologie unklarer Weichteilprozesse im Sinus sphenoidalis links	1
Verschattung des Sinus sphenoidalis rechts bei Verdacht auf Kompression des N. opticus rechts	1

Indikation	Fallzahl
Septumperforation mit Epistaxis	3
OP, Navigationsdatensatz	6
Kontrollaufnahme bei Z.n. OP der NNH rechts	1
Kontrollaufnahme bei Z.n. OP der NNH links	1
Z.n. Orbitafraktur links bei persistierender Epiphora und rezidivierenden Infekten	1
Z.n. Gesichtstrauma (Jochbogen rechts) bei persistierenden periorbitalen Schmerzen	1

Indikation	Fallzahl
Z.n. bilateraler Fensterung des Sinus maxilaris	9
Z.n. bilateraler Fensterung des Sinus maxilaris und ethmoidalis	1
Z.n. rechtsseitiger Fensterung des Sinus maxilaris	3
Z.n. linksseitiger Fensterung des Sinus maxilaris	1
Z.n. mehrfacher OP der NNH	5
Z.n. Nasenflügelrekonstruktion links bei Z.n. Basalzellkarzinom	1
Z.n. Nasenflügelrekonstruktion links bei Z.n. Tumor im Sinus frontalis links	1
Z.n. Trepination links frontoperital bei Z.n. Meningiom	1

8.2 Diagnosen

Aufgelistet finden sich die Diagnosen aller 90 untersuchten Patienten. Teilweise liegen Mehrfach- oder Kombinationsdiagnosen vor, so dass die Gesamtzahl der Diagnosen die Anzahl der Patienten übersteigt.

Diagnose	Fallzahl
Chronische Sinusitis	8
Chronische Sinusitis maxilaris et ethmoidalis	1
Chronische Sinusitis maxilaris mit weichteildichter Verlegung der Ducti nasolacrimalis	1
Bekannte chronische polypöse Sinusitis bei aktueller Pansinusitis	1
Pansinusitis	9
Rechtsbetonte Pansinusitis	3
Pansinusitis mit polypöser Schleimhautschwellung	1
Kein Anhalt einer akuten oder chronischen Sinusitis	39

Diagnose	Fallzahl
Ausgedehnte Polyposis nasi	1
Rechtsbetonte Polyposis nasi	1
Polypöse Schleimhauthyperplasie des Sinus maxillaris rechts	5
Kein Anhalt einer Polyposis nasi	2

Diagnose	Fallzahl
Mögliche Pilzbesiedlung des Sinus maxillaris rechts	1
Linksbetonte, akute interstitielle Pneumonie, i. R. der HIV-Erkrankung mit einer PCP-Pneumonie vereinbar	1
Kein Hinweis auf eine Veränderung i. R. einer Wegner'schen Granulomatose	1
Kein Hinweis auf eine Aspergillose des Sinus maxillaris links	1

Diagnose	Fallzahl
Hypertrophe Conchae nasales	2
Hypertrophe Concha nasalis inferior links	2
Hypertrophe Concha nasalis inferior mit konsekutiver Engstellung der osteomeatalen Einheit	1
Schleimhauthyperplasie des Sinus maxilaris	3
Linksbetonte Schleimhauthyperplasie des Sinus maxillaris und der vorderen Ethmoidalzellen	1
Bilaterale Schleimhauthyperplasie der vorderen und hinteren Ethmoidalzellen	1
Linksbetonte Schleimhauthyperplasie der vorderen und hinteren Ethmoidalzellen	1

Diagnose	Fallzahl
Beginnende Mukozele i. B. der Concha nasalis superior und der Ethmoidalzellen links	1
Raumforderung durch chronisch entzündlichen Prozess (evtl. Mukozele)	1
Zentrales Osteom in Sinus frontalis rechts	1
Kein Nachweis einer größeren Raumforderung	1
Kein Nachweis eines Paukenergusses oder einer Raumforderung i. B. der Tube rechts	1
Kein Nachweis einer Wagner-Raumforderung	1
Kein Nachweis einer Mukozele	1

Diagnose	Fallzahl
Deutliche Aufhärungsartefakte i. B. des Oberkiefers	1
Defekt i. B. der ventralen Kieferhöhlenwand unklarer Genese	1
Osteolytischer Prozess im Clivus links	1
Kein Nachweis eines osteodestruktiven Prozesses	3
Kein Hinweis einer knöchernen Assoziation oder Traumafolge	1

Diagnose	Fallzahl
Septumperforation	3
Rechtskonvexe Septumdeviation	11
Rechtskonvexe Septumdeviation mit Nasenseptumsporn	2
Linkskonvexe Septumdeviation	10
S-förmige Septumdeviation	2
Deutliche Septumdeviation	1
Leichte Septumdeviation	1

Diagnose	Fallzahl
Weichteildichte Verlegung beider Ducti nasolacrimales	1
Weichteildichte Verlegung des Ductus nasolacrimonalis links	1
Kalkdichte Verlegung des Ductus nasolacrimonalis links	1
Weichteildichte Verlegung des Sinus frontalis rechts	1
Weichteildichte Verlegung des Sinus frontalis links (evtl. Mukozele)	1
Bilaterale weichteildichte Verlegung der Ethmoidalzellen	1
Verdickung der lateralen Wand des Sinus sphenoidalis ohne Nachweis einer Einengung des Canalis opticus	1
Sinus maxilaris rechts durch Concha bullosa stark komprimiert	1

8.3 Fragebogen

Sehr geehrte/r Probandin/Proband,

Datum:

in diesem Fragebogen möchte ich einige Eckdaten festhalten und etwas über Ihre persönlichen Empfindungen Ihrer Nasenatmung erfahren. Ich würde Sie bitten die folgenden Fragen zu beantworten:

Sie sind: männlich ☐ weiblich ☐

Wie viel wiegen Sie? kg
Wie groß sind Sie? cm
Wie alt sind Sie? Jahre

Leiden Sie unter Schlafstörungen? Ja ☐ Nein ☐

Schnarchen Sie? Ja ☐ Nein ☐ nicht bekannt ☐

Morgens habe ich ...
☐ ... immer eine verstopfte Nase
☐ ... oft eine verstopfte Nase
☐ ... selten eine verstopfte Nase

Haben Sie Nasenatmungsprobleme in Ruhe? Ja ☐ Nein ☐

Haben Sie Nasenatmungsprobleme bei leichten
Alltagstätigkeiten (z.B. Gehen, Staubsaugen etc.)? Ja ☐ Nein ☐

Haben Sie Nasenatmungsprobleme bei sportlichen
Tätigkeiten? Ja ☐ Nein ☐

Um welche Sportart handelt es sich und wie äußern sich die
Probleme? (Stichworte erbeten, z.B. in Ausdauer, Leistungsfähigkeit etc.):

Leiden Sie unter einer Allergie, Heuschnupfen oder
einer ähnlichen Erkrankung, die sich auf Ihre
Nasenatmung auswirkt? Ja ☐ Nein ☐

Name der Krankheit (z.B. Asthma, Hausstaub/Milben-Allergie etc.):

Wie häufig benutzen Sie Nasentropfen/-spray?
☐ täglich
☐ mehrmals die Woche
☐ selten / nie

Wie häufig leiden Sie unter Infekten der Atemwege?
☐ > 5 mal pro Jahr
☐ 2 – 4 mal pro Jahr
☐ 0 – 1 mal pro Jahr

Rauchen Sie? Ja ☐ Nein ☐

Meiner Familie in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei allen bedanken, die mich bei der Entstehung dieser Arbeit unterstützt haben.

An erster Stelle danke ich Frau Prof. Dr. med. vet. Wenisch für die fachinterne Betreuung, ihre freundliche Begleitung, ihre hilfreiche Unterstützung und anregende Kritik.

Darüber hinaus danke ich Herrn Dr. med. Eichhorn für die Vergabe des Themas, die fachliche Betreuung sowie die Unterstützung bei der Korrektur.

Für die praktische Hilfe bei der Einarbeitung in das Messverfahren der RMM danke den Mitarbeitern der Abteilung der Funktionsdiagnostik des Universitätsklinikums für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde / Chirurgie Bonn.

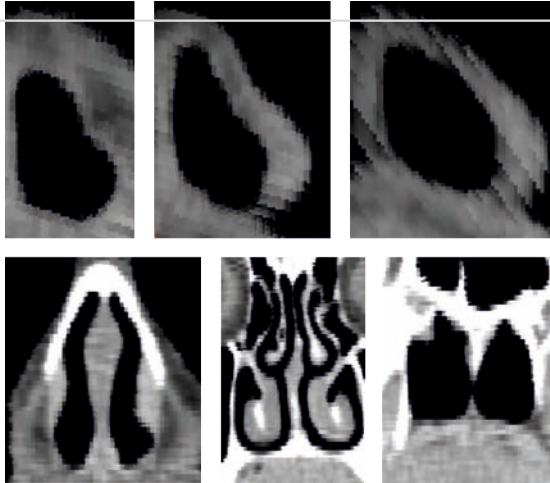
Weiterhin danke ich den Mitarbeitern der Radiologischen Klinik Bonn für die Unterstützung bei der computertomographischen Datenerhebung.

Bei Carsten Last und Markus Rilk vom Institut für Robotik und Prozessinformatik der technischen Universität Braunschweig möchte ich mich für die Hilfe bei der technischen Auswertung der CT-Daten bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Stefan Langenberg für die kompetente Hilfe und fachliche Betreuung bei der statistischen Auswertung der erhobenen Daten.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the
electronic version of the paper.**



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6017-6



9 783835 960176